

(19) 世界知的所有権機関  
国際事務局(43) 国際公開日  
2005年9月1日 (01.09.2005)

PCT

(10) 国際公開番号  
WO 2005/079725 A1(51) 国際特許分類<sup>7</sup>:  
23/04, 23/12, B25J 13/00

A61H 3/00, A63B

(72) 発明者; および

(75) 発明者/出願人(米国についてのみ): 河合 雅和  
(KAWAI, Masakazu) [JP/JP]; 〒3510193 埼玉県和光市中央1丁目4番1号 株式会社本田技術研究所内  
Saitama (JP). 池内 康 (IKEUCHI, Yasushi) [JP/JP]; 〒3510193 埼玉県和光市中央1丁目4番1号 株式会社  
本田技術研究所内 Saitama (JP).

(21) 国際出願番号: PCT/JP2005/002540

(22) 国際出願日: 2005年2月18日 (18.02.2005)

(25) 国際出願の言語: 日本語

(26) 国際公開の言語: 日本語

(30) 優先権データ:  
特願2004-048996 2004年2月25日 (25.02.2004) JP

(74) 代理人: 佐藤 辰彦, 外 (SATO, Tatsuhiko et al.); 〒1510053 東京都渋谷区代々木2-1-1 新宿マインズタワー16階 Tokyo (JP).

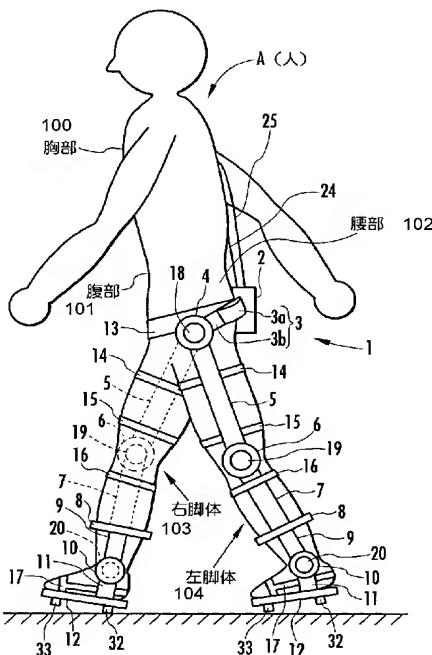
(71) 出願人(米国を除く全ての指定国について): 本田技研工業株式会社 (HONDA MOTOR CO.,LTD.) [JP/JP];  
〒1078556 東京都港区南青山二丁目1番1号 Tokyo (JP).

(81) 指定国(表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NA, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RU, SC, SD, SE

/続葉有/

(54) Title: GENERATED TORQUE CONTROL METHOD FOR LEG BODY EXERCISE ASSISTIVE APPARATUS

(54) 発明の名称: 脚体運動補助装具の発生トルク制御方法



100 BREAST REGION  
101 ABDOMINAL REGION  
102 WAIST REGION  
103 RIGHT LEG BODY  
104 LEFT LEG BODY

(57) **Abstract:** A generated torque control method for a leg body exercise assistive apparatus enabling a person to perform the exercise of leg bodies in such a feeling that the leg body exercise assistive apparatus is not installed on the person by reducing the weight of the leg body exercise assistive apparatus installed on the person acting on the person. On the assumption that a person (A) from which the assistive apparatus (1) is removed performs the same exercise as the leg body exercise when the person (A) who wears the leg body exercise assistive apparatus (1) performs the exercise of the leg bodies, a person side joint moment to be generated in each joint of the leg bodies of the person (A) is estimated, and on the assumption that the assistive apparatus (1) alone performs the same exercise as the leg body exercise, an apparatus side joint moment to be generated in the joint portions (4), (6), and (10) of the leg body parts of the assistive apparatus (1) is estimated. The estimated value of the apparatus side joint moment is considered as the reference torque of the torque generating means (18), (19), and (20), and a torque formed by adding a torque according to the estimated value of the person side joint moment to the reference torque is generated in the torque generating means (18), (19), and (20).

(57) **要約:** 人に装着する脚体運動補助装具の自重が人に作用するのを軽減し、できるだけ脚体運動補助装具が装着されていないような感覚で人が脚体の運動を行うことを可能とする。脚体運動補助装具1を装着した人Aの脚体の運動時に、この脚体運動と同じ運動を、補助装具1を取り外した人Aが行っているとした場合に人Aの脚体の各関節に発生すべき人側関節モーメントを推定すると共に、前記脚体運動と同じ運動を補助装具1が単独で行っているとした場合に補助装具1の各脚体部の関節部位4, 6, 10に発生すべき装具側関節モーメントを推定する。装具側関節モーメントの推定値をトルク発生手段18, 19, 20の基準トルクとし、この基準トルクに人側関節モーメントの推定値に応じたトルクを付加したトルクをトルク発生手段18, 19, 20に発生させる。

WO 2005/079725 A1



SG, SK, SL, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, YU, ZA, ZM, ZW.

OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

(84) 指定国(表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ヨーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, MC, NL, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR),

添付公開書類:  
— 國際調査報告書

2文字コード及び他の略語については、定期発行される各PCTガゼットの巻頭に掲載されている「コードと略語のガイダンスノート」を参照。

## 明 細 書

## 脚体運動補助装具の発生トルク制御方法

## 技術分野

[0001] 本発明は人の脚体に装着する脚体運動補助装具の発生トルク制御方法に関する。

## 背景技術

[0002] 従来、この種の補助装具としては、例えば特開2003-220102号公報(以下、特許文献1という)に開示されているものが知られている。この特許文献1のものの補助装具は、人の各脚体の股関節、膝関節、足首関節の箇所にモーメント発生部を備え、それらのモーメント発生部と人の足平部を支持する足平支持部とがビームで連結されている。また、足平支持部と地面との間で作用する力およびモーメントを検出するセンサや、ビームの傾斜角を検出するセンサ、補助装具と人との間に作用する力を検出するセンサが備えられている。そして、これらのセンサの検出出力を基に、各モーメント発生部からの補助力(補助トルク)が加えられていないときに人の各部が発生すべき力を演算し、演算した力に一定の軽減率を掛けた補助力を各モーメント発生部に発生させるようにしている。これにより、人に対する全荷重を概略所定の割合で人と補助装具とが負担し、人の負荷を軽減するようにしている。

[0003] しかしながら、この特許文献1のものでは、人の各部が発生すべき力を演算するとき、着地している脚体の足平支持部に作用する力の検出値をそのまま用いて各脚体の関節などの各部に発生すべき力を算出するようにしている。このため、その算出される力は、補助装具を含めた人の全荷重を支えるための力となる。従って、上記の如く、その算出された力の一定割合をモーメント発生部に発生させるようにしても、人の移動時の多くの状況において、自身に装備された補助装具の重さを意識しながら脚体を運動させることとなる。その結果、脚体の実際の運動パターンと人が想定した運動パターンとのずれを生じやすく、ひいては、脚体の運動がぎくしゃくしたり、脚体の運動を円滑に行うこと可能とする補助トルクを効果的に各モーメント発生部に発生させることが困難となっていた。

[0004] なお、人の移動時の各脚体の関節に発生すべき関節モーメントを推定する手法として、例えば特開2003-89083号公報や、特開2003-112893号公報等で本願出願人が提案した手法が知られている。しかし、これらの手法で推定される関節モーメントは、人とこれに装着される装具とを合わせた全荷重を支えるために必要な関節モーメントである。このため、これらの手法で求めた関節モーメントの所定割合を各関節のモーメント発生部に発生させるようにしても、特許文献1と同様の不具合を生じる。

### 発明の開示

[0005] 本発明はかかる背景に鑑みてなされたものであり、人に装着する脚体運動補助装具の自重が人に作用するのを軽減し、できるだけ脚体運動補助装具が装着されていないような感覚で人が脚体の運動を行うことを可能とする脚体運動補助装具の発生トルク制御方法を提供することを目的とする。

[0006] そして、この目的を達成するために、本発明の脚体運動補助装具の発生トルク制御方法の第1発明は、人の両脚体と一体的に運動可能に該両脚体に装着される脚体部を備えると共に、該脚体部に、着地期の各脚体の足平部を載せて接地するよう に該足平部の底面側に配置される足平装具部と各脚体の足首関節、膝関節および股関節にそれぞれ対応する関節部位とが各脚体沿いに連結して設けられ、さらに少なくとも前記各脚体の膝関節および股関節にそれぞれ対応する関節部位に付与する補助トルクを発生可能なトルク発生手段を備えた脚体運動補助装具における各トルク発生手段の発生トルクを制御する方法であって、前記脚体運動補助装具を装着した人の両脚体の運動が行われている時に、その両脚体の運動とほぼ同じ運動が前記脚体運動補助装具を人から取り外して行われているとした場合に少なくとも各脚体の膝関節および股関節にそれぞれ発生すべきモーメントである人側関節モーメントを逐次推定すると共に、前記脚体運動補助装具が単独で前記人の両脚体の運動とほぼ同じ運動を行っているとした場合に少なくとも各脚体の膝関節および股関節にそれぞれ対応する該脚体運動補助装具の各関節部位に発生すべきモーメントである装具側関節モーメントを逐次推定するモーメント推定ステップと、前記各脚体の膝関節および股関節にそれぞれ対応する各関節部位の前記装具側関節モーメントの推

定値を該関節部位に対応するトルク発生手段に発生させるべき基準トルクとし、その基準トルクに、該関節部位に対応する人体側関節モーメントの推定値に応じて決定したトルクを付加してなるトルクを前記補助トルクとして該トルク発生手段に発生させるように該トルク発生手段を制御するトルク制御ステップとを備えたことを特徴とするものである。

[0007] また、第2発明は、人の両脚体と一体的に運動可能に該両脚体に装着される脚体部を備えると共に、該脚体部に、着地期の各脚体の足平部を載せて接地するように該足平部の底面側に配置される足平装具部と各脚体の足首関節、膝関節および股関節にそれぞれ対応する関節部位とが各脚体沿いに連結して設けられ、さらに前記各脚体の足首関節、膝関節および股関節にそれぞれ対応する関節部位に付与する補助トルクを発生可能なトルク発生手段を備えた脚体運動補助装具における各トルク発生手段の発生トルクを制御する方法であって、前記脚体運動補助装具を装着した人の両脚体の運動が行われている時に、その両脚体の運動とほぼ同じ運動が前記脚体運動補助装具を人から取り外して行われている場合に各脚体の足首関節、膝関節および股関節にそれぞれ発生すべきモーメントである人側関節モーメントを逐次推定すると共に、前記脚体運動補助装具が単独で前記人の両脚体の運動とほぼ同じ運動を行っているとした場合に各脚体の足首関節、膝関節および股関節にそれぞれ対応する該脚体運動補助装具の各関節部位に発生すべきモーメントである装具側関節モーメントを逐次推定するモーメント推定ステップと、前記足首関節、膝関節および股関節にそれぞれ対応する各関節部位の前記装具側関節モーメントの推定値を該関節部位に対応するトルク発生手段に発生させるべき基準トルクとし、その基準トルクに、該関節部位に対応する人体側関節モーメントの推定値に応じて決定したトルクを付加してなるトルクを前記補助トルクとして該トルク発生手段に発生させるように該トルク発生手段を制御するトルク制御ステップとを備えたことを特徴とするものである。

[0008] これらの第1および第2発明では、前記モーメント推定ステップにおいて、前記脚体運動補助装具を装着した人の両脚体の運動が行われている時に、その両脚体の運動とほぼ同じ運動が前記脚体運動補助装具を人から取り外して行われているとした

場合に各脚体の各関節(第1発明では、少なくとも膝関節および股関節、第2発明では足首関節、膝関節および股関節)に発生すべき人側関節モーメントを逐次推定される。換言すれば、脚体運動補助装具を装着した人が現に行っている脚体の運動とほぼ同じ運動を、該脚体運動補助装具を取り外した人が自力で行っているとした場合に、各脚体の各関節に発生すべき人側関節モーメントが逐次推定される。従って、ここで推定される人側関節モーメントは、人が自身の重量を自力で支えながら、前記脚体の運動とほぼ同じ運動を行うために必要な関節モーメント(より詳しくは脚体運動補助装具を取り外した人の運動によって発生する慣性力と人に作用する重力および床反力との動力学的な釣り合い関係を満たすために必要な関節モーメント)である。

[0009] さらに、モーメント推定ステップでは、前記両脚体の運動とほぼ同じ運動を脚体運動補助装具が単独で(自力で)行っているとした場合に、該脚体運動補助装具の各関節部位に発生すべき装具側関節モーメントが逐次推定される。従って、ここで推定される装具側関節モーメントは、脚体運動補助装具が、あたかも自身の重量を自力で支えながら、前記脚体の運動と同じような運動を行うために必要な関節モーメント(より詳しくは脚体運動補助装具の単独の運動によって発生する慣性力と該脚体運動補助装具に作用する重力および床反力との動力学的な釣り合い関係を満たすために必要な関節モーメント)である。

[0010] つまり、モーメント推定ステップでは、人が自身の自重を支えながら脚体の運動を行うための人側関節モーメントと、脚体運動補助装具が自身の自重を支えながら脚体の運動とほぼ同じ運動を行うための装具側関節モーメントとが分離して推定される。

[0011] そして、第1および第2発明では、前記トルク制御ステップにおいて、各関節部位の装具側関節モーメントの推定値をその関節部位に対応するトルク発生手段に発生させるべき基準トルクとし、その基準トルクに、該関節部位に対応する人体側関節モーメントの推定値に応じたトルク(例えば該人側関節モーメントの所定割合のトルク)を付加してなるトルクを発生させる。従って、各関節部位に対応するトルク発生手段は、脚体運動補助装具ができるだけ自力で、人の脚体の運動と同じような運動を行い得るようなトルクを発生しながら、人の脚体の各関節に発生させるべき人側関節モーメントの一部を補助的に担うこととなる。この場合、トルク発生手段のトルク発生には反

力が必要であるが、その反力の多くは、着地期の脚体側の足平装具部が床から直接的に(人を介さずに)受ける床反力によって賄われることとなる。

[0012] 従って、第1および第2発明によれば、人に装着する脚体運動補助装具の自重が人に作用するのを軽減し、できるだけ脚体運動補助装具が装着されていないような感覚で人が脚体の運動を行うことが可能となる。

[0013] 補足すると、第1発明では、各脚体の足首関節に補助トルクを付与するトルク発生手段は、必ずしも必要ではない。この場合は、第2発明に比して、脚体運動補助装具の自重の、人への負担分は増えるものの、脚体運動補助装具の股関節および膝関節に対応する関節部位にトルク発生手段から前記の如く、トルクを付与するようにすることによって、脚体運動補助装具の自重の、人への負担分を比較的小さくすることは可能である。但し、脚体運動補助装具の自重の、人への負担分を極力少なくする上では、第2発明の如く、各脚体の足首関節、膝関節および股関節に対応する各関節部位にトルク発生手段からトルクを付与するようにすることが好適である。

[0014] 前記第1および第2発明では、前記モーメント推定ステップで推定する人側関節モーメントおよび装具側関節モーメントは、3軸まわりのモーメント(3次元量ベクトルとしてのモーメント)でよいことはもちろん、例えば矢状面(人の前後方向の軸と鉛直方向の軸とで構成される平面)で見た1軸まわりのモーメント(矢状面に垂直な軸回りのモーメント)でもよい。この場合、脚体運動補助装具の自重の人への負担分を極力少なくする上では、原理上は、前記モーメント推定ステップで推定する人側関節モーメントおよび装具側関節モーメントを、3軸まわりのモーメント(3次元ベクトル量としてのモーメント)とし、また、各トルク発生手段で発生可能なトルクも3次元量であることが望ましいと考えられる。しかるに、このようにすると、一般には、脚体運動補助装具の構造が複雑化もしくは大型化し、却って、人の脚体の円滑な運動の妨げとなる。

[0015] 但し、人の移動時の各脚体の運動は、主に屈伸運動であり、その屈伸運動は、脚体の股関節、膝関節および足首関節を通る平面にほぼ垂直な軸回りに各関節を回転させることで行われる。そこで、第3発明では、前記モーメント推定ステップで推定する人側関節モーメントおよび装具側関節モーメントを、人の各脚体の股関節、膝関節および足首関節を通る平面としての脚平面にほぼ垂直な軸回りのモーメントとする

。なお、この場合、前記トルク発生手段で発生させる補助トルクは上記脚平面にほぼ垂直な軸回りのトルクとなる。

[0016] かかる第3発明によれば、推定する人側関節モーメントおよび装具側関節モーメントが1軸回りの成分だけでよく、また、トルク発生手段で発生するトルクも1軸回りのトルクで済むため脚体運動補助装具の構造を小型で簡略なものとすることができます。同時に、人の脚体の主たる運動たる屈伸運動に係わる人側関節モーメントおよび装具側関節モーメントを推定して、トルク発生手段のトルクを制御するので、脚体運動補助装具の自重の人への負担を効果的に軽減することができる。

[0017] また、前記第1または第2発明において、人側関節モーメントおよび装具側関節モーメントを推定する手法(前記モーメント推定ステップの形態)としては種々様々なものと考えられるが、好ましい形態は、前記モーメント推定ステップが、前記人または脚体運動補助装具の所定の部位の加速度を逐次把握する第1ステップと、前記人の各脚体の股関節、膝関節および足首関節の変位量を逐次把握する第2ステップと、前記人の両脚体の運動とほぼ同じ運動が前記脚体運動補助装具を人から取り外して行われているとした場合に人に作用する床反力およびその作用点を逐次推定する第3ステップと、前記脚体運動補助装具が単独で前記人の両脚体の運動とほぼ同じ運動を行っているとした場合に該脚体運動補助装具に作用する床反力およびその作用点を逐次推定する第4ステップと、前記第1ステップで把握した加速度と前記第2ステップで把握した変位量と前記第3ステップで推定した床反力および作用点と前記人を複数の剛体要素および関節要素の連結体として表現してなる人側剛体リンクモデルとを用いて逆動力学演算の処理により前記人側関節モーメントを推定する第5ステップと、前記第1ステップで把握した加速度と前記第2ステップで把握した変位量と前記第4ステップで推定した床反力および作用点と前記脚体運動補助装具を複数の剛体要素および関節要素の連結体として表現してなる装具側剛体リンクモデルとを用いて前記装具側関節モーメントを推定する第6ステップとを備えることである(第4発明)。

[0018] すなわち、前記人または脚体運動補助装具の所定の部位の加速度と、人の各脚体の股関節、膝関節および足首関節の変位量とを把握すると共に、前記人の両脚体の

運動とほぼ同じ運動が前記脚体運動補助装具を人から取り外して行われているとした場合に人に作用する床反力およびその作用点を推定し、それらの把握もしくは推定した物理量と前記人側剛体リンクモデルとを用いることで、人の各部(人側剛体リンクモデルの各要素に対応する部位)の相対的位置関係並びに動力学的関係(力と運動との関係)が定まるので、いわゆる逆動力学演算の処理によって人側関節モーメントを推定することができる。なお、逆動力学演算は、それを一般的にいえば、物体に作用する外力と位置情報を既知として(該外力および位置情報を入力パラメータ)として、該物体の内力である反力やモーメントを推定する演算処理である。この場合、床反力が各脚体に作用する外力として既知のものとなるため、逆動力学演算の処理によって、人側関節モーメントを床のより近いものから順番に(足首関節、膝関節、股関節の順番)推定することができる。

[0019] 同様に、前記把握した加速度および変位量と、前記第4ステップで推定した床反力およびその作用点と、前記装具側剛体リンクモデルとを用いることで、脚体運動補助装具の各部(装具側剛体リンクモデルの各要素に対応する部位)の相対的位置関係並びに動力学的関係(力と運動との関係)が定まるので、逆動力学演算の処理によって装具側関節モーメントを推定することができる。

[0020] なお、前記加速度および変位量は、それぞれ加速度センサ、回転角センサなどを用いて把握できる。また、床反力およびその作用点は、上記把握した加速度、関節の変位量、前記人側および装具側剛体リンクモデルなどを用いて推定することが可能である。

[0021] 前記第4発明において、前記第3発明と同様に、前記第5ステップで推定する人側関節モーメントおよび前記第6ステップで推定する装具側関節モーメントを、人各脚体の股関節、膝関節および足首関節を通る平面としての脚平面にほぼ垂直な軸回りのモーメントとする場合であって、且つ、前記第1ステップで把握する加速度と前記第3ステップで推定する床反力およびその作用点と前記第4ステップで推定する床反力およびその作用点とがいずれも3次元量であり、前記第2ステップで把握する各脚体の股関節、膝関節および足首関節の変位量が該脚体に係る前記脚平面にほぼ垂直な軸回りの回転量を含むと共に前記股関節の変位量が3次元量である場合には、少

なくとも前記第1ステップで把握した加速度を用いて人の所定の部位に対して固定された所定の基準点の加速度を3次元量として逐次把握する第7ステップと、少なくとも前記第2ステップで把握した変位量と前記人側剛体リンクモデルとを用いて該人側剛体リンクモデルのうちの各脚体部の要素の前記脚平面上での位置および姿勢を逐次把握する第8ステップと、少なくとも前記第2ステップで把握した変位量と前記装具側剛体リンクモデルとを用いて該装具側剛体リンクモデルのうちの各脚体部の要素の前記脚平面上での位置および姿勢を把握する第9ステップとを備え、前記第5ステップでは、前記第7ステップで把握した前記所定の基準点の加速度と前記第3ステップで推定した床反力およびその作用点とを前記股関節の変位量に応じて各脚体に対応する前記脚平面に投影してなる2次元量と、前記第8ステップで把握した位置および姿勢とを用いて前記人側関節モーメントを推定し、前記第6ステップでは、前記第7ステップで把握した前記所定の基準点の加速度と前記第4ステップで推定した床反力およびその作用点とを前記股関節の変位量に応じて各脚体に対応する前記脚平面に投影してなる2次元量と、前記第9ステップで把握した位置および姿勢とを用いて前記装具側関節モーメントを推定することが好ましい(第5発明)。

[0022] ここで、前記第2ステップで把握する各脚体の股関節、膝関節および足首関節の前記脚平面にほぼ垂直な軸回りの回転量は、ポテンショメータやロータリエンコーダ等の回転角センサを用いて比較的精度良く把握することができる。そして、第5発明によれば、人の各脚体の運動が、脚平面上での2次元的な運動以外の運動(各脚体の外転、外旋、内転、内旋等)を含む3次元的な運動であっても、前記第8ステップおよび第9ステップにおいてそれぞれ人側剛体リンクモデルの前記脚平面上での位置および姿勢、装具側剛体リンクモデルの前記脚平面上での位置および姿勢を比較的精度よく把握できる。また、人およびこれに装着された脚体運動補助装具の空間的な(3次元的な)運動を考慮し、前記基準点の加速度、人に作用する床反力およびその作用点の位置と、脚体運動補助装具に作用する床反力およびその作用点の位置とが、前記第7ステップ、第3ステップ、第4ステップで3次元量(ある3次元座標系で表されるベクトル量)として把握された上で、それらが該脚体の股関節の変位量(3次元量)に応じて該脚体に係わる脚平面に投影され、前記基準点の加速度、人に作用

する床反力およびその作用点、脚体運動補助装具に作用する床反力およびその作用点の該脚平面上での2次元量(詳しくは脚平面に平行な面上での成分)が得られる。そして、前記第5ステップにおいて、その基準点の加速度、人に作用する床反力およびその作用点の脚平面上での2次元量と、前記第8ステップで把握した人側剛体リンクモデルの要素の前記脚平面上での位置および姿勢とを用いることで、該脚平面上での逆動力学演算の処理によって、前記人側関節モーメントが推定される。同様に、前記基準点の加速度、脚体運動補助装具に作用する床反力およびその作用点の脚平面上での2次元量と、前記第9ステップで把握した装具側剛体リンクモデルの要素の前記脚平面上での位置および姿勢とを用いることで、該脚平面上での逆動力学演算の処理によって、前記装具側関節モーメントが推定される。このように、前記脚平面にほぼ垂直な軸回りの人側関節モーメントおよび装具側関節モーメントを推定することで、それぞれの関節モーメントの前記脚平面にほぼ垂直な軸回りの成分を十分な推定精度で推定できると共に、該成分が過度に変動するのを防止できる。その結果、前記各トルク発生手段で発生させるトルクも、脚体運動補助装具の自重の人への負担を安定して軽減する上で好適なものにすることができます。

[0023] また、前記第4または第5発明において、前記第3ステップでは、少なくとも前記第1ステップで把握した加速度と前記第2ステップで把握した変位量と前記人側剛体リンクモデルとを用いて前記人に作用する床反力およびその作用点を推定し、前記第4ステップでは、少なくとも前記第1ステップで把握した加速度と前記第2ステップで把握した変位量と前記装具側剛体リンクモデルとを用いて前記脚体運動補助装具に作用する床反力およびその作用点を推定することが好ましい(第6発明)。

[0024] 人または脚体運動補助装具の所定の部位の加速度と、人の各脚体の各関節の変位量と、人側剛体リンクモデルとを用いることで、人の各部の運動状態(ひいては慣性力)が判るので動力学的な演算や幾何学的な演算によって人にその自重によって作用する床反力やその作用点を推定することが可能である。同様に、人または脚体運動補助装具の所定の部位の加速度と、人の各脚体の各関節の変位量と、人側剛体リンクモデルとを用いることで、脚体運動補助装具にその自重によって作用する床反力やその作用点を推定することが可能である。上記のように、床反力やその作用

点を推定するために、所定の部位の加速度等を用いることによって、人に装着するセンサ類を少なくしつつ小型にすることができる。また、この場合、その加速度を把握するために必要となる加速度センサは、人側剛体リンクモデルあるいは装具側剛体リンクモデルのいずれか1つの剛体要素に対応する部位に装着すればよいので、その装着箇所の自由度が高い。このため、人の脚体の運動を妨げるような箇所にセンサを装着するのを極力避けることができる。

### 発明を実施するための最良の形態

[0025] 本発明の一実施形態(第1実施形態)を図1～図19を参照して説明する。本実施形態は、本発明の第1および第2発明の実施形態である。図1は本実施形態に係る脚体運動補助装具1を人Aに装着した状態を側面視で示し、図2は該脚体運動補助装具1を装着した人Aの下半身を正面視で示している。なお、図2では、説明の便宜上、人Aの各脚体の股関節、膝関節、足首関節を二点差線の円で表している。

[0026] これらの図1および図2において、脚体運動補助装具1(以下、単に補助装具1といふ)は、人Aの腰部の背面に装着されたセンサボックス2と、このセンサボックス2から人Aの各脚体の股関節の箇所まで延設された腰リンク部材3と、この腰リンク部材3から股関節部位4を介して各脚体の大腿部沿いに膝関節の箇所まで延設された大腿リンク部材5と、この大腿リンク部材5から膝関節部位6を介して各脚体の下腿部沿いに延設されて、該脚体の下腿部の下部(足首関節の上側)に外挿された下腿環状部材8に連結された第1下腿リンク部材7と、下腿環状部材8から各脚体の足首関節の箇所まで延設された第2下腿リンク部材9と、この第2下腿リンク部材9から足首関節部位10を介して各脚体の足平部の底面に向かって延設され、該足平部の底面に当接された平板状の足平装具部12に連結された足平リンク部材11とを備えている。センサボックス2はベルト13等を介して腰部に固定され、大腿リンク部材5はベルト14、15等を介して各脚体の大腿部に固定され、下腿リンク部材7はベルト16等を介して各脚体の下腿部に固定され、足平装具部12はベルト17等を介して各脚体の足平部に固定されている。

[0027] 股関節部位4、膝関節部位6および足首関節部位10は、それぞれ人Aの各脚体の股関節、膝関節、足首関節に対応する位置に在り、該脚体の屈伸運動に伴う回転運

動(図1の紙面に概ね垂直な軸回り(より詳しくは後述の脚平面にほぼ垂直な軸回り)の回転運動)が可能とされている。また、腰リンク部材3は、センサボックス2寄りの部分3aが硬質の剛体部材から構成されると共に、股関節部位4寄りの部分3bがゴム等の弾性材から構成されている。弾性材部分3bが変形することで、人Aの脚体の外転・内転運動(脚体の大腿部を人Aの左右方向で股関節回りに回転させる運動)や旋回運動(脚体の大腿部をほぼ上下方向の軸心回りに腰部に対して回転させる運動)を可能としている。また、第2下腿リンク部材9は、第1下腿リンク部材7に対して旋回運動が可能なように下腿環状部材8に取り付けられており、これにより足平部の足首関節回りの旋回運動(足平部を下腿部の軸心回りに回転させる運動)が可能となっている。

[0028] 上記のような構造を有する補助装具1の各股関節部位4から下の部分(股関節部位4を含む)が人Aの各脚体に対応する脚体部となっている。

[0029] 補助装具1は、各脚体の股関節部位4、膝関節部位6および足首関節部位10に位置させて、それぞれの関節部位にトルクを付与するトルク発生手段としての電動モータ18, 19, 20を備えている。これらの電動モータ18～20は各脚体の外側面(右脚体の右側面、左脚体の左側面)に配置されている。この場合、電動モータ18は、前記腰リンク部材3に対して大腿リンク部材5を股関節部位4の回転軸心回りに回転させるトルクを発生可能であり、電動モータ19は、大腿リンク部材5に対して第1および第2下腿リンク部材7, 9を膝関節部位6の回転軸心回りに回転させるトルクを発生可能であり、電動モータ20は、第1および第2下腿リンク部材7, 9に対して足平リンク部材11および足平装具部12を足首関節部位10の回転軸心回りに回転させるトルクを発生可能である。なお、トルク発生手段は、電動モータの代わりに、例えば空圧アクチュエータ等を使用してもよい。

[0030] 前記センサボックス2の内部には、図3のブロック図で示すように、3軸方向の加速度(並進加速度)を検出する加速度センサ21と、3軸回りの角速度を検出するジャイロセンサ22と、マイクロコンピュータを用いて構成された演算処理装置23と、後述する光ファイバ24, 25に導入する光を発光したり、戻り光を受光する発光／受光器26と、演算処理装置23の指令を受けて前記各電動モータ18～20の発生トルクを制御

するモータ駆動回路27と、演算処理装置23等の各電装品の電源としてのバッテリ28とが収容されている。発光／受光器26、加速度センサ21、ジャイロセンサ22の検出出力は演算処理装置23に入力される。なお、加速度センサ21およびジャイロセンサ22は、センサボックス2およびバンド13を介して腰部に固定され、腰部と一体的に動くようになっている。

[0031] 補助装具1は、上記加速度センサ21およびジャイロセンサ22の他、次のようなセンシング構成を備えている。

[0032] すなわち、図2に示す如く、股関節部位4、膝関節部位6および足首関節部位10に、それぞれ人Aの股関節、膝関節、足首関節の変位量(回転角)を検出する関節変位センサ29, 30, 31がそれぞれ設けられている。これらの関節変位センサ29～31の検出出力は図示しない信号線を介してセンサボックス2の前記演算処理装置23に入力される。これらの関節変位センサ29～31のうち、股関節部位4の関節変位センサ29が検出する変位量は、人Aの股関節の3軸回りの回転角(3つの軸回りの回転角の組からなる3次元量)であり、膝関節部位6の関節変位センサ30が検出する変位量は、人Aの膝関節の1軸回りの回転角、足首関節部位10の関節変位センサ31が検出する変位量は、人Aの足首関節の1軸回りの回転角である。この場合、関節変位センサ29が検出する回転角のうちの1つと、関節変位センサ30, 31が各々検出する回転角の回転軸は、それぞれ図2に示す如く、それらのセンサに対応する脚体の股関節、膝関節、足首関節のそれぞれのほぼ中心を通る平面としての脚平面PL(図2の紙面に垂直な平面)にほぼ垂直な軸a29, a30, a31である。これらの軸a29, a30, a31は、それぞれ股関節部位4、膝関節部位6、足首関節部位10の回転軸である。関節変位センサ29～31は、それぞれ股関節、膝関節、足首関節の上記の回転軸a29, a30, a31回りの回転角をポテンショメータやロータリエンコーダを用いて検出するように構成されている。

[0033] ここで、脚平面PLについて補足すると、該脚平面PLは、それに対応する脚体を膝関節で屈曲させて該脚体の屈伸を行ったときに、該脚体の股関節、膝関節、足首関節の中心点が存在するような平面である。換言すれば、各脚体の屈伸は、その股関節、膝関節、足首関節の中心点をほぼ脚平面PL上に位置させた状態で行われる。

そして、例えば図2の左側脚体のように、その股関節の運動によって左側脚体を外転させると、該左側脚体に対応する脚平面PLは鉛直方向に対して傾く。

[0034] 股関節部位4の関節変位センサ29が検出する他の2軸回りの回転角は、対応する脚体の脚平面PLに平行で、且つ互いに平行でない2つの軸回りの回転角である。そして、その回転角は、例えば前記腰リンク部材3の弾性材部分3bの変形量を検出するひずみセンサや、後述するような光ファイバを利用して検出される。

[0035] また、図1に示すように、センサボックス2から導出された2本の光ファイバ24, 25は人Aの胴体の背面(背中)沿いに上方に向かって延設され、その先端部がそれぞれ人Aの腹部の背面、胸部の背面に図示しないバンド等の部材を介して固定されている。光ファイバ24, 25は、それぞれ腰部に対する腹部、胸部の傾き角(矢状面での傾き角)を検出手段の構成要素である。これらの光ファイバ24, 25を用いた腹部、胸部の傾き角の計測は次のような手法により行われる。光ファイバ24を用いた腹部の傾き角の計測手法を代表的に説明すると、該光ファイバ24には、センサボックス2内の前記発光／受光器26から所定の強度の光が導入されると共に、その導入された光が該光ファイバ24の先端で反射されてセンサボックス2側に戻ってくるようになっている。そして、その光の戻り量(戻った光の強度)が前記発光／受光器26により検出されるようになっている。また、光ファイバ24には、微小な光漏れを許容する複数の刻み部(図示しない)が長手方向に間隔を存して設けられており、光ファイバ24に導入された光のうち、腰部に対する腹部の傾き角に応じた量の光がそれらの刻み部を介して光ファイバ24から漏出する。このため、センサボックス2側への光の戻り量は、腹部の傾き角に応じたものとなり、その戻り量を検出することで、腰部に対する腹部の傾き角が計測される。すなわち、光ファイバ24の光の戻り量に応じた発光／受光器26の検出出力が、腰部に対する腹部の傾き角に応じたものとなり、それが該傾き角を示す信号として演算処理装置23に入力される。光ファイバ25を用いた胸部の傾き角の計測手法も同様である。

[0036] なお、前記関節変位センサ29～31がそれぞれ検出する股関節、膝関節、足首関節の回転角は、両足平を平行に前方に向けて人Aが直立姿勢で起立した状態(以下、人Aの基準姿勢状態という)を基準(ゼロ点)とする回転角である。光ファイバ25,

26を用いてそれぞれ検出する腹部、胸部の傾き角についても同様である。

[0037] さらに、補助装具1は、図1に示す如く、各足平装具部12の底面に、2つの接地センサ32, 33を備えている。これらの接地センサ32, 33のうち、接地センサ32は足首関節の直下の箇所(踵)に設けられ、接地センサ33は足平の中足趾節関節(足平部の親指の付け根の関節)の直下の箇所(つま先)に設けられている。これらの接地センサ32, 33は、それを設けた箇所が接地しているか否かを示すON/OFF信号を出力するセンサである。なお、接地センサ32, 33の検出出力は信号線(図示省略)を介してセンサボックス2の演算処理装置23に入力される。

[0038] 以上が補助装具1の構成である。かかる補助装具1では、人Aの各脚体の着地期において、該脚体の足平が足平装具部12上に載った状態で該足平装具部12が接地する。この場合、例えば人Aが直立姿勢で起立したような状態では、補助装具1の重量は、そのほぼ全体が両足平装具部12, 12を介して床(地面)に作用し、人Aにはほとんど作用しないものとなる。

[0039] 次に、本実施形態で用いる人Aの剛体リンクモデル(幾何学モデル)、補助装具1の剛体リンクモデル(幾何学モデル)、および座標系について説明しておく。図4は、人Aの剛体リンクモデルS1の構造と座標系とを示している。なお、後述する如く、本実施形態では、補助装具1の剛体リンクモデルの基本構造は人Aの剛体リンクモデルS1と同一とされており、図4は補助装具1の剛体リンクモデルの構造を示すものである。そのため、図4では、補助装具1の剛体リンクモデルを示す参照符号S1'を括弧付きで示している。

[0040] 図4に示す如く、本実施形態では、人Aの剛体リンクモデルS1は、9個の剛体要素と8個の関節要素とで構成される連結体として表現される。図4では、各剛体要素は線分で表され、各関節要素は円(参照符号J4を付したものを除く)で表されている。以下、詳説すると、この剛体リンクモデルS1は、大別すると、人の各脚体にそれぞれ対応する一対の脚体部S2, S2と、人の上体(腰部から上側の部分)に対応する上体部S3とから構成される。上体部S3は、人の腰部に対応する剛体要素S4と腹部に対応する剛体要素S5とを関節要素JU1で連結し、さらに、剛体要素S5と胸部に対応する剛体要素S6とを関節要素JU2で連結してなる連結体として構成されている。以

下、剛体要素S4～S6をそれぞれ腰部要素S4、腹部要素S5、腰部要素S6と称し、関節要素JU1、JU2をそれぞれ上体下部関節JU1、上体上部関節JU2と称することがある。

[0041] この場合、腰部要素S4の上端に前記上体下部関節JU1が設けられると共に、腰部要素S4の下部の左右両端に人Aの一対の股関節に対応する一対の関節要素J1, J1(以下、単に股関節J1と称することがある)が設けられている。また、上体下部関節JU1は、人Aの腰部と腹部との境界付近で人Aの背骨上に想定した関節に対応するものであり、上体上部関節JU2は、腹部と胸部との境界付近で人Aの背骨上に想定した関節に対応するものである。剛体リンクモデルS1では、人Aの胴体の曲げ動作に対応する上体部S3の曲げ動作は、上体下部関節JU1および上体上部関節JU2の2つの関節要素で行われる。

[0042] 剛体リンクモデルS1の各脚体部S2は、人の大腿部に対応する剛体要素である大腿部要素S7を前記股関節J1を介して腰部要素S4に連結し、下腿部に対応する剛体要素である下腿部要素S8を膝関節に対応する関節要素J2を介して連結し、足平部に対応する剛体要素である足平部要素S9を足首関節に対応する関節要素J3を介して連結してなる連結体として構成されている。以下、剛体要素S7～S9をそれぞれ大腿部要素SS7、下腿部要素S8、足平部要素S9と称し、関節要素J2, J3をそれぞれ単に膝関節J2、足首関節J3と称することがある。

[0043] なお、図4において、足平部要素S9の先端の参照符号J4を付した部分は、人の足平部の親指の付け根の関節である中足趾節関節(以下、MP関節という)に対応する部分である。剛体リンクモデルS1では、部分J4は、関節としての機能を持つものではないが、以下、便宜上、この部分J4をMP関節と称する。

[0044] 以上の如く構成された人Aの剛体リンクモデルS1の各剛体要素及び各関節要素は、各関節要素の回転運動によって、その相互の位置関係および姿勢関係(向きの関係)が各剛体要素および各関節要素に対応する人の各部の相互の位置関係および姿勢関係と同一になるように運動可能とされている。この場合、上体下部関節JU1及び上体上部関節JU2は、それぞれ3軸回りの回転が可能とされており、その中の1軸を計測軸として、その計測軸回りの回転(図4に各関節要素JU1, JU2に対応して

記載した矢印(回転方向を表す矢印)を計測するようしている。その計測軸は、本実施形態では、前記一対の股関節J1, J1の中心を結ぶ線分と平行な軸である。また、各脚体部S2の股関節J1は、左側脚体部S2の股関節J1に関して代表的に図4中に記載した矢印(回転方向を表す矢印)で示す如く3軸回りの回転が可能とされている。さらに、各脚体部S2の膝関節J2および足首関節J3はそれぞれ、左側の脚体部S2の各関節要素J2, J3に関して代表的に図4中に記載した矢印(回転方向を表す矢印)で示す如く1軸回りの回転が可能とされている。膝関節J2および足首関節J3のそれぞれの回転軸は、股関節J1、膝関節J2および足首関節J3のそれぞれの中心を通る脚平面PL(図4では左側脚体部S2については図示を省略している)に垂直な軸である。右側脚体部S2の股関節J1、膝関節J2、および足首関節J3の回転動作についても左側脚体部S2と同様である。この場合、右側脚体部S2の膝関節J2および足首関節J3のそれぞれの回転軸(1軸)は、該右側脚体部S2に対応して図示した脚平面PLに垂直な軸である。なお、各股関節J1は、いずれの脚体部S2についても3軸回りの回転が可能であるから、それぞれの脚体部S2に対応する脚平面PLに垂直な軸回りの回転も可能である。

[0045] また、剛体リンクモデルS1では、その各剛体要素の重量および長さ(図の線分方向の長さ)と、各剛体要素の重心の位置(各剛体要素に固定された後述の要素座標系での位置)とがあらかじめ定められて、演算処理装置23の図示しないメモリに記憶保持されている。図4の黒点G6, G5, G4, G7, G8, G9はそれぞれ胸部要素S6、腹部要素S5、腰部要素S4、大腿部要素S7、下腿部要素S8、足平部要素S9の重心を例示的に示している。補足すると、腰部要素S6は、3つの関節要素JU1, J1, J1に連結されているので、その長さについては、両股関節J1, J1を結ぶ線分の長さと、その線分の中点と下部上体関節JU1とを結ぶ線分の長さがある。なお、各剛体要素の長さに代えて、その剛体要素に固定された要素座標系での該剛体要素の端点の位置を演算処理装置23に記憶保持させておいてもよい。

[0046] 剛体リンクモデルS1の各剛体要素の重量、長さ、重心の位置は、基本的にはそれぞれの剛体要素に対応する人の部位(剛体相当部)の重量、長さ、重心の位置とほぼ同一になるように設定されている。例えば、大腿部要素S7の重量、長さ、重心の位

置は、それぞれ人の大腿部の実際の重量、長さ、重心の位置とほぼ同一である。なお、剛体リンクモデルS1の各剛体要素の重量、長さおよび重心の位置は、人Aに補助装具1を装備していない状態での重量、長さおよび重心の位置である。また、胸部要素S6の重量および重心の位置は、人の胸部と両腕体と頭部とを合わせたものの重量および重心の位置である。補足すると、人の移動時の両腕体の運動(腕を前後に振る動作)に伴う胸部要素S6の重心の位置変化は比較的小さく、該胸部要素S6のほぼ一定の位置に維持される。

[0047] 剛体リンクモデルS1の各剛体要素の重量、長さ、重心の位置は、基本的には、人の各部の寸法や重量の実測値に基づいて定めればよいが、人の身長や体重から、人間の平均的な統計データに基づいて推定するようにしてもよい。一般に、各剛体要素に対応する人の剛体相当部の重心の位置や重量、長さは、人間の身長や体重(全体重量)と相関性があり、その相関関係に基づいて人の身長および体重の実測データから各剛体要素に対応する人の剛体相当部の重心の位置や重量、長さを比較的精度よく推定することが可能である。

[0048] なお、図4では、便宜上、各重心G4～G9は、それぞれに対応する剛体要素の軸心上(図示の線分上)に位置するように記載しているが、必ずしもその軸心上に位置するとは限らず、その軸心からずれた位置に存在してもよい。

[0049] 本実施形態では、剛体リンクモデルS1に対して、次のような座標系があらかじめ設定されている。すなわち、図4に示す如く身体座標系BCが腰部要素S4に固定して設定されている。この身体座標系BCは、一対の股関節J1, J1の中心を結ぶ線分の中点を原点とし、その線分の方向をY軸、原点から上体下部関節JU1の中心に向かう方向をZ軸、これらのY軸およびZ軸に直交する方向をX軸とする3次元座標系(XYZ座標系)として設定されている。人Aの前記基準姿勢状態では、身体座標系BCのX軸、Y軸、Z軸はそれぞれ人Aの前後方向、左右方向、上下方向(鉛直方向)に向き、XY平面は水平面である。なお、本実施形態では、身体座標系BCの原点は本発明における基準点に相当するものである。

[0050] また、各脚体部S2に対応する脚平面PLには、脚座標系LCが固定・設定されている。なお、図4では便宜上、右側脚体部S2の脚平面PLに対応する脚座標系LCのみ

代表的に記載している。この脚座標系LCは、脚平面PL上の股関節J1の中心点を原点とする3次元座標系(XYZ座標系)であり、脚平面PLに垂直な方向をY軸、身体座標系BCのZ軸を脚平面PLに投影した軸と平行な方向をZ軸、これらのY軸およびZ軸に直交する方向をX軸としている。なお、脚座標系LCのXZ平面は、脚平面PLと一致する。

- [0051] さらに、各剛体要素には、例えば参照符号C4～C9で示すように要素座標系が固定的に設定されている。本実施形態では、腰部要素S4の要素座標系C4は身体座標系BCと同一とされている。また、胸部要素S6、腹部要素S5、各大腿部要素S7、各下腿部要素S8、および各足平部要素S9のそれぞれの要素座標系C6, C5, C7, C8, C9はそれぞれ、上体上部関節JU2、上体下部関節JU1、膝関節J2、足首関節J3、MP関節J4の中心点を原点とする3次元座標系(XYZ座標系)とされている。
- [0052] なお、要素座標系C4～C9は、対応する剛体要素に固定されているものであれば、その原点や各軸の向きの設定は任意でよい。
- [0053] 次に、補助装具1の剛体リンクモデルを説明する。本実施形態では、補助装具1の剛体リンクモデルの連結構造は、人の剛体リンクモデルS1(以下、人剛体リンクモデルS1という)と同一としており、図4に示した構造を有している。従って、補助装具1の剛体リンクモデルの説明は図4を用いて行う。以下、補助装具1の剛体リンクモデルを図4に括弧書きで示す如く、参照符号S1'で表し、装具剛体リンクモデルS1'と称する。
- [0054] この場合、装具剛体リンクモデルS1'の各脚体部S2の関節要素J1～J3は、それぞれ補助装具1の股関節部位4、膝関節部位6、足首関節部位10に対応している。なお、上体部S3の関節要素JU1, JU2は、人Aの場合と同様、人Aの背骨上に想定した関節に対応している。また、本実施形態では、装具剛体リンクモデルS1'の各関節要素J1～J3, JU1, JU2は、それぞれ人剛体リンクモデルS1の関節要素J1～J3, JU1, JU2と同じ位置にあるものとされ、それぞれが可能な回転も人剛体リンクモデルS1と同一である。
- [0055] 装具剛体リンクモデルS1'の各剛体要素S4～S9は、補助装具1のうち、該剛体要素に対応する人の部位に装着されている部分に相当している。例えば装具剛体リンク

クモデルS1'の大腿部要素S7は、補助装具1のうち、股関節部位4の中心と膝関節部位6の中心との間の部分(前記大腿部リンク部材5およびバンド14, 15と、股関節部位4、膝関節部位6、電動モータ18, 19および関節変位センサ29, 30のそれぞれの半体)に対応している。そして、装具剛体リンクモデルS1'の各剛体要素S4～S9の重量および重心の位置(各剛体要素に固定された要素座標系での位置)があらかじめ演算処理装置23のメモリに記憶保持されている。装具剛体リンクモデルS1'の各剛体要素S3～S9の重量および重心の位置は、補助装具1の単体(人Aから取り外した補助装具1)での重量および重心の位置である。

[0056] なお、本実施形態では、装具剛体リンクモデルS1'の各関節要素の位置を人Aの  
人剛体リンクモデルS1と同一にしているので、足平要素S9を除く各剛体要素S4～S  
8の長さは人剛体リンクモデルS1と共通とされる。また、身体座標系BC、脚座標系L  
C、および各要素座標系C4～C9も両剛体リンクモデルS1, S1'で共通とされている  
。

[0057] 補足すると、本実施形態では、装具剛体リンクモデルS1'における各足平部要素S  
9は、図5に示す構造を有するものとされている。すなわち、足首関節J3に概略平板  
状の基体S9cが連結され、この基体S9cの前部(つま先寄り部分)および後部(踵部  
寄りの部分)の下面にそれぞれ床に接地する支持部S9a, S9bが備えられている。そ  
して、装具剛体リンクモデルS1'の足平部要素S9に関しては、その長さの代わりに、  
足平部要素S9の要素座標系C9における支持部S9a, S9bの位置(支持部S9a, S9  
bの下端の位置)が演算処理装置23のメモリに記憶保持されている。

[0058] なお、本実施形態では、補助装具1の、人Aの腹部および胸部に対応する部分の  
重量は他の部分の重量に比して十分に小さく、実質的に0である。従って、装具剛体  
リンクモデルS1'の腰部要素S4よりも上側の要素、すなわち、上体下部関節JU1、腹  
部要素S5、上体上部関節JU2、胸部要素S6は省略してもよい。

[0059] 次に前記演算処理装置23の処理機能の概要を説明する。図6は演算処理装置23  
の処理機能の全体を概略的に示すブロック図、図7および図8は、演算処理装置23  
の要部の処理機能を示すブロック図である。

[0060] 演算処理装置23の処理機能は、それを大別すると、人Aの各脚体の各関節(足首

関節、膝関節、股関節)に発生する関節モーメントを逐次推定する人側関節モーメント推定手段41と、補助装具1の各関節部位4, 6, 10に発生する関節モーメントを逐次推定する装具側関節モーメント推定手段42と、これらの推定手段41, 42で推定された関節モーメントに基づき補助装具1の各電動モータ18～20に発生させるべきトルク(補助トルク)を決定する装具発生トルク決定手段43と、その決定したトルクを発生させるように各電動モータ18～20をモータ駆動回路27を介して制御するモータ制御手段44とから構成される。

[0061] 人側関節モーメント推定手段41は、図7に示すように、各股関節部位4の関節変位センサ29および発光／受光器26の検出出力を基に後述する座標変換のための変換テンソルを作成する変換テンソル作成手段51と、各関節変位センサ29, 30, 31の検出出力を基に、人剛体リンクモデルS1の各脚体部S2の脚平面PL上での各関節要素の位置、各剛体要素の姿勢(傾斜角)、および各剛体要素の重心の位置を求める2次元脚姿勢・要素重心位置算出手段52と、変換テンソル作成手段51が作成した変換テンソルと2次元脚姿勢・要素重心位置算出手段52が求めた位置・姿勢とを用いて人剛体リンクモデルS1の各関節要素および各剛体要素の重心の身体座標系BCでの3次元的な位置ベクトルの値(座標成分値)を求める3次元関節・要素重心位置算出手段53と、前記加速度センサ21及びジャイロセンサ22の検出出力を基に身体座標系BCの原点の加速度ベクトル(並進加速度)および角速度ベクトルの値(身体座標系BCでの座標成分値)を求める身体座標系加速度・角速度算出手段54と、前記加速度センサ21及びジャイロセンサ22の検出出力を基に身体座標系BCの鉛直方向に対する傾斜角を算出する身体座標系傾斜角算出手段55とを備えている。なお、3次元関節・要素重心位置算出手段53が求める位置ベクトルには、人剛体リンクモデルS1の各足平部要素S9のMP関節J4の身体座標系BCでの位置ベクトルも含まれる。

[0062] さらに人側関節モーメント推定手段41は、3次元関節・要素重心位置算出手段53が求めた各剛体要素の重心の位置ベクトルの値を用いて身体座標系BCでの人剛体リンクモデルS1の全重心(人Aの全重心)の位置ベクトルの値を求める全重心位置算出手段56を備えている。

[0063] また、人側関節モーメント推定手段41は、3次元関節・要素重心位置算出手段53が求めた各足首関節J3の位置ベクトルの値と全体重心位置算出手段56が求めた全体重心の位置ベクトルの値と身体座標系加速度・角速度算出手段54が求めた身体座標系BCの原点の加速度ベクトルの値と前記接地センサ32, 33の検出出力とを用いて人Aの各脚体に作用する床反力ベクトル(並進床反力)の身体座標系BCでの値(座標成分値)を推定する床反力推定手段57と、3次元関節・要素重心位置算出手段53が求めた各足首関節J3および各MP関節J4の位置ベクトルの値と身体座標系傾斜角算出手段55が求めた身体座標系BCの傾斜角と全体重心位置算出手段56が求めた全体重心の位置ベクトルの値と接地センサ32, 33の検出出力とを用いて各脚体に作用する床反力ベクトルの作用点(以下、単に床反力作用点という)の位置ベクトルの身体座標系BCでの値を求める床反力作用点推定手段58とを備える。

[0064] そして、人側関節モーメント推定手段41は、床反力推定手段57が求めた床反力ベクトルの値と床反力作用点推定手段58が求めた床反力作用点の位置ベクトルの値と身体座標系加速度・角速度算出手段54が求めた加速度ベクトルおよび角速度ベクトルの値を、変換テンソル作成手段51が作成した変換テンソルを用いて各脚体に対応する脚平面PLに投影する脚平面投影手段59と、この投影により得られた値(2次元量)と2次元脚姿勢・要素重心位置算出手段52が求めた位置・姿勢とを用いて人Aの各脚体の足首関節、膝関節および股関節に作用する関節モーメントの推定値を算出する関節モーメント算出手段60とを備えている。

[0065] 詳細は後述するが、人側関節モーメント推定手段41は、上記各手段51～60の演算処理を所定の演算処理周期で逐次実行し、各演算処理周期において最終的に関節モーメント算出手段60により関節モーメントの推定値を逐次算出する。ここで算出される関節モーメントの推定値は、人Aが補助装具1を装着せずに自力で各脚体の所要の運動を行ったと仮定した場合に、人Aの各脚体の各関節に発生するモーメントである。

[0066] 一方、装具側関節モーメント推定手段42は、人側関節モーメント推定手段41の2次元脚姿勢・要素重心位置算出手段52で求められた脚平面PL上の各脚体部S2の各関節要素の位置などを基に、該脚平面PL上の装具剛体リンクモデルS1'の

各脚体部S2の剛体要素の重心の位置を求める2次元要素重心位置算出手段61と、この2次元要素重心位置算出手段61で求められた剛体要素の重心の位置と人側関節モーメント推定手段41の変換テンソル作成手段51で求められた変換テンソルとを用いて装具剛体リンクモデルS1'の各剛体要素の重心の身体座標系BCでの3次元的な位置ベクトルの値を求める3次元要素重心位置算出手段62と、この3次元要素重心位置算出手段62が求めた各剛体要素の重心の位置ベクトルの値を用いて身体座標系BCでの装具剛体リンクモデルS1'の全体重心(補助装具1の全体重心)の位置ベクトルの値を求める全体重心位置算出手段63とを備えている。なお、3次元要素重心位置算出手段62が求める位置ベクトルには、装具剛体リンクモデルS1'の各足平要素S9の支持部S9a, S9b(図5参照)の位置ベクトルも含まれる。

[0067] さらに、装具側関節モーメント推定手段42は、人側関節モーメント推定手段41の3次元関節・要素重心位置算出手段53が求めた各足首関節J3の位置ベクトルの値と全体重心位置算出手段63が求めた補助装具1の全体重心の位置ベクトルの値と人側関節モーメント推定手段41の身体座標系加速度・角速度算出手段54が求めた身体座標系BCの原点の加速度ベクトルの値と前記接地センサ32, 33の検出出力とを用いて補助装具1の各脚体部に作用する床反力ベクトル(並進床反力)の身体座標系BCでの値(座標成分値)を推定する床反力推定手段64と、3次元要素重心位置算出手段62で求められる装具剛体リンクモデルS1'の各足平要素S9の支持部S9a, S9bの位置ベクトルの値と全体重心位置算出手段63が求めた全体重心の位置ベクトルの値と接地センサ32, 33の検出出力とを用いて補助装具1の各脚体部に作用する床反力ベクトルの作用点(床反力作用点)の位置ベクトルの身体座標系BCでの値を求める床反力作用点推定手段65とを備える。

[0068] そして、装具側関節モーメント推定手段42は、床反力推定手段64が求めた床反力ベクトルの値と床反力作用点推定手段65が求めた床反力作用点の位置ベクトルの値と、前記変換テンソル作成手段51が作成した変換テンソルを用いて各脚体に対応する脚平面PLに投影する脚平面投影手段66と、この投影により得られた値(2次元量)と前記2次元脚姿勢・要素重心位置算出手段52が求めた人剛体リンクモデルS1の各脚体部S2の股関節J1、膝関節J2、および足首関節J3の脚座標系LCでの位

置ベクトル(これは、本実施形態では装具剛体リンクモデルS1'の各脚体部S2の各関節要素の位置ベクトルと一致する)等とを用いて補助装具1の各関節部位4, 6, 10に発生すべき関節モーメントの推定値を算出する関節モーメント算出手段67とを備えている。

[0069] 詳細は後述するが、装具側関節モーメント推定手段42は、人側関節モーメント推定手段41の処理と並行して、上記各手段61～67の演算処理を所定の演算処理周期で逐次実行し、各演算処理周期において最終的に関節モーメント算出手段67により関節モーメントの推定値を逐次算出する。ここで算出される関節モーメントの推定値は、補助装具1が単独で人の各脚体の所要の運動と同じような運動を行ったと仮定した場合に、補助装具1の各関節部位4, 6, 10に発生するモーメントである。

[0070] 次に演算処理装置23の各手段の詳細な演算処理と併せて本実施形態の装置の作動を説明する。なお、以下の説明において、一般的に、ベクトル量をある座標系Caから別の座標系Cbに座標変換する変換テンソル、すなわち座標系Caの成分値で表されるベクトル量を座標系Cbの成分値で表されるベクトル量に変換するテンソルを「R(Ca→Cb)」というように表記する。また、ある座標系Caで見たある点Pもしくは部位Pの位置ベクトルをU(P/Ca)というように表記する。また、ある座標系Caの座標成分値で表される、物体Qもしくは部位Qの作用力、加速度等の物理量のベクトルAをA(Q/Ca)というように表記する。この場合、位置ベクトルU(P/Ca)や、物理量ベクトルA(Q/Ca)の座標系Caでの座標成分値を表すときは、各座標軸の名称であるx, y, zをさらに付加して表記する。例えば、位置ベクトルU(P/Ca)のX座標成分は、U(P/Ca)xというように表記する。

[0071] また、前記各要素座標系C4～C9をそれぞれ対応する人Aの部位の名称を用いてC\_腰部、C\_腹部、C\_胸部、C\_大腿部、C\_下腿部、C\_足平部と称することがある。このことは、人剛体リンクモデルS1の各剛体要素S4～S9、各剛体要素S4～S9の重心G4～G9についても同様とする。例えば人剛体リンクモデルS1の腰部要素S4およびその重心G4をそれぞれS\_腰部、G\_腰部と表記することがある。

[0072] さらに、装具剛体リンクモデルS1'の各剛体要素S4～S9をそれぞれ対応する人Aの部位の名称を用いてS\_腰部装具、S\_腹部装具、S\_胸部装具、S\_大腿部装

具、S\_下腿部装具、S\_足平部装具と称することがある。このことは、装具剛体リンクモデルS1'の各剛体要素S4～S9の重心についても同様とする。例えば装具剛体リンクモデルS1'の腰部要素S4の重心G4をG\_腰部装具と表記することがある。

[0073] なお、人Aの脚体に係わるもの、あるいは補助装具1の脚体部に係わるものについては、その左右を区別する必要があるときは、「右」、「左」をさらに付加して記述する。例えば右側大腿部要素S7をS\_右大腿部もしくはS\_右大腿部装具と称することがある。

[0074] また、股関節J1、膝関節J2、足首関節J3、およびMP関節J4をそれぞれJ\_股、J\_膝、J\_足首、J\_MPと称することがある。この場合も左右を区別する必要があるときは、上記と同様、「右」、「左」をさらに付加して表記する。

[0075] 演算処理装置23は、所定の演算処理周期で前記各関節変位センサ29, 30, 31、発光／受光器26、加速度センサ21、ジャイロセンサ22の検出出力を図示しないA／D変換器を介して取り込むと共に、各接地センサ32, 33の検出出力(ON／OFF信号)を取り込む。そして、まず、人側関節モーメント推定手段41および装具側関節モーメント推定手段42の演算処理を並行して実行する。

[0076] 人側関節モーメント推定手段41の演算処理を説明すると、まず、前記変換テンソル作成手段51、2次元脚姿勢・要素重心位置算出手段52、および3次元関節・要素重心位置算出手段53の演算処理が順次実行される。なお、以降、人側関節モーメント推定手段41の説明が終了するまでは、剛体要素は、特に断らない限り、人剛体リンクモデルS1の剛体要素を意味するものとする。

[0077] 変換テンソル作成手段51の演算処理では、各脚平面PLに対応する脚座標系LCと身体座標系BCとの間のベクトル量の座標変換を行うための変換テンソルR(LC→BC)と、腹部要素S5の要素座標系C5および胸部要素S6の要素座標系C6のそれぞれと身体座標系BCとの間のベクトル量の座標変換を行うための変換テンソルR(C\_腹部→BC)、R(C\_胸部→BC)とが作成される。

[0078] 変換テンソルR(LC→BC)は、股関節部位4の関節変位センサ29で検出される股関節の3軸回りの回転角のうち、脚平面PLに垂直な回転軸a29の回りの回転角を除く2つの軸回りの回転角から決定される。本実施形態では、脚平面PLに垂直な回転軸a

29を除く2つの軸回りの股関節の回転角(脚体の外転・内転、および旋回に伴う回転角)が決まれば、脚座標系LCと身体座標系BCとの間の姿勢関係が一義的に定まる。従って、変換テンソルR(LC→BC)は、股関節の3軸回りの回転角のうち、脚平面PLに垂直な回転軸a29の回りの回転角を除く2つの軸回りの回転角の検出値から求めることができる。なお、変換テンソルR(LC→BC)は、左右の脚体毎に各別に求められる。

[0079] また、変換テンソルR(C\_腹部→BC)、R(C\_胸部→BC)は次のように作成される。まず、発光／受光器26の検出出力を基に、人剛体リンクモデルS1の腰部要素S4に対する腹部要素S5と胸部要素S6の傾斜角(詳しくは身体座標系BCのZ軸方向に対する腹部要素S5の傾斜角だけ、座標系C\_腹部が身体座標系BCに対して矢状面上で傾いたものとして、変換テンソルR(C\_腹部→BC)が決定される。同様に、腰部要素S4に対する胸部要素S6の傾斜角だけ、座標系C\_胸部が身体座標系BCに対して矢状面上で傾いたものとして、変換テンソルR(C\_腹部→BC)が決定される。

[0080] 補足すると、本実施形態では、人剛体リンクモデルS1の上体下部関節JU1および上体上部関節JU2を1軸回り(C\_腹部およびC\_胸部のY軸回り)の回転による腹部要素S5および胸部要素S6の腰部要素S4に対する傾斜角のみを計測するようにしたが、上体下部関節JU1および上体上部関節JU2をそれぞれ例えば2軸回り(例えばC\_腹部およびC\_胸部のY軸とX軸との2軸回り)の回転が可能なものとして、腹部要素S5および胸部要素S6の2軸回りの傾斜角を計測するようにしてもよい。そして、それらの2軸回りの傾斜角から変換テンソルR(C\_腹部→BC)、R(C\_胸部→BC)を求めるようにしてもよい。

[0081] なお、上記変換テンソルR(LC→BC)、R(C\_腹部→BC)、R(C\_胸部→BC)を転置したものがそれぞれの逆変換を行うための変換テンソルとなる。従って、 $R(BC \rightarrow LC) = R(LC \rightarrow BC)^T$ 、 $R(BC \rightarrow C_腹部) = R(C_腹部 \rightarrow BC)^T$ 、 $R(BC \rightarrow C_胸部) = R(C_胸部 \rightarrow BC)^T$ (Tは転置を意味する)である。

[0082] 前記2次元脚姿勢・要素重心位置算出手段52の演算処理では、まず、各脚体の関節変位センサ29～31の検出出力から把握される、該脚体の股関節、膝関節、足

首関節の脚平面PLに垂直な軸(図2の回転軸a29, a30, a31)回りの回転角から、人剛体リンクモデルS1の大腿部要素S7、下腿部要素S8および足平部要素S9のそれぞれの傾斜角  $\theta_{\text{大腿部}}$ 、 $\theta_{\text{下腿部}}$ 、 $\theta_{\text{足平部}}$ が算出される。ここで、傾斜角  $\theta_{\text{大腿部}}$ 、 $\theta_{\text{下腿部}}$ 、 $\theta_{\text{足平部}}$ は、脚平面PLに係わる脚座標系LCのZ軸方向に対する傾斜角である。なお、 $\theta_{\text{大腿部}}$ 、 $\theta_{\text{下腿部}}$ 、 $\theta_{\text{足平部}}$ は、装具剛体リンクモデルS1'の大腿部要素S7、下腿部要素S8および足平部要素S9のそれぞれの傾斜角である。

[0083] 具体的には、図9に示す如く、股関節、膝関節、足首関節のそれぞれの検出された回転角(前記基準姿勢状態からの、脚平面PL(=脚座標LCのXZ平面)に垂直な軸回りの回転角)を $\theta_{\text{股}}$ 、 $\theta_{\text{膝}}$ 、 $\theta_{\text{足首}}$ とすると、 $\theta_{\text{大腿部}}$ 、 $\theta_{\text{下腿部}}$ 、 $\theta_{\text{足平部}}$ は、それぞれ次式(1a)～(1c)により順番に求められる。

[0084]  $\theta_{\text{大腿部}} = -\theta_{\text{股}}$  ..... (1a)

$$\theta_{\text{下腿部}} = \theta_{\text{大腿部}} + \theta_{\text{膝}} \quad \dots \dots \quad (1b)$$

$$\theta_{\text{足平部}} = \theta_{\text{下腿部}} - \theta_{\text{足首}} + 90^\circ \quad \dots \dots \dots (1c)$$

尚、図9の例では、 $\theta_{股} > 0$ 、 $\theta_{膝} > 0$ 、 $\theta_{足首} > 0$ であり、 $\theta_{大腿部} < 0$ 、 $\theta_{下腿部} < 0$ 、 $\theta_{足平部} < 0$ である。また、 $\theta_{大腿部}$ 、 $\theta_{下腿部}$ 、 $\theta_{足平部}$ の算出は、各脚体部毎に各別に行われる。

[0085] 上記の如く求められる傾斜角  $\theta_1$  大腿部、 $\theta_2$  下腿部、 $\theta_3$  足平部は、人側および装具側剛体リンクモデルS1, S1'の各脚体部S2の各剛体要素の、該脚体部S2に対応する脚平面PL上での姿勢を表すものである。

[0086] 次に、各脚体部S2の各関節要素の、脚座標系LCのXZ平面、すなわち、脚平面PL上での位置が、上記の如く求め  $\theta_{\text{大腿部}}$ 、 $\theta_{\text{下腿部}}$ 、 $\theta_{\text{足平部}}$  と、あらかじめ演算処理装置23のメモリに記憶保持された人剛体リンクモデルS1の各脚体部S2の各剛体要素の長さとを用いて求められる。具体的には、各脚体部S2の関節要素J\_股(J1), J\_膝(J2), J\_足首(J3) および J\_MP(J4) のそれぞれの脚座標系LCでの位置ベクトル  $U(J_{\text{股}}/LC)$ ,  $U(J_{\text{膝}}/LC)$ ,  $U(J_{\text{足首}}/LC)$ ,  $U(J_{MP}/LC)$  がそれぞれ次式(2a)～(2d)により順番に算出される。なお、このとき、脚座標系LCのY軸方向(脚平面PLの法線方向)での  $J_{\text{股}}$ ,  $J_{\text{膝}}$ ,  $J_{\text{足首}}$ ,  $J_{MP}$  の位置、すなわち

ち、J\_股、J\_膝、J\_足首、J\_MPの、脚座標系LCでのY座標成分はいずれも0とされる。つまり、本実施形態では、J\_股、J\_膝、J\_足首、J\_MPは、いずれも脚平面PL上でのみ運動可能とされる。

[0087]  $U(J_{\text{股}}/LC) = (0, 0, 0)^T \quad \dots (2a)$

$$U(J_{\text{膝}}/LC) = U(J_{\text{股}}/LC) \\ + (-L7 \times \sin(\theta_{\text{大腿部}}), 0, -L7 \times \cos(\theta_{\text{大腿部}}))^T \\ \dots (2b)$$

$$U(J_{\text{足首}}/LC) = U(J_{\text{膝}}/LC) \\ + (-L8 \times \sin(\theta_{\text{下腿部}}), 0, -L8 \times \cos(\theta_{\text{下腿部}}))^T \\ \dots (2c)$$

$$U(J_{\text{MP}}/LC) = U(J_{\text{足首}}/LC) \\ + (-L9 \times \sin(\theta_{\text{足平部}}), 0, -L9 \times \cos(\theta_{\text{足平部}}))^T \\ \dots (2d)$$

ここで、式(2b)、(2c)、(2d)中のL7、L8、L9はそれぞれ大腿部要素S7、下腿部要素S8、足平部要素S9の長さであり、前記した如く演算処理装置23のメモリにあらかじめ記憶保持されている。また、式(2b)～(2d)のそれぞれの右辺第2項のベクトルは、股関節J1から見た膝関節J2の位置ベクトル、膝関節J2から見た足首関節J3の位置ベクトル、足首関節J3から見たMP関節J4の位置ベクトルを意味している。なお、式(2a)～(2d)により求められる位置ベクトル $U(J_{\text{股}}/LC)$ 、 $U(J_{\text{膝}}/LC)$ 、 $U(J_{\text{足首}}/LC)$ 、 $U(J_{\text{MP}}/LC)$ のそれぞれのX座標成分およびZ座標成分の組が脚平面PL上での2次元的位置を表している。補足すると、本実施形態では、位置ベクトル $U(J_{\text{股}}/LC)$ 、 $U(J_{\text{膝}}/LC)$ 、 $U(J_{\text{足首}}/LC)$ は、装具側剛体リンクモデルS1'の各脚体部S2の各関節要素の脚平面PL上での2次元的位置ベクトルである。

[0088] さらに、各脚体部S2の各剛体要素の重心の、脚座標系LCでの位置ベクトルが、式(2a)～(2d)により上記の如く算出された関節要素の位置ベクトルを用いて算出される。具体的には、各脚体部S2の大腿部要素S7、下腿部要素S8、足平部要素S9のそれぞれの重心 $G_{\text{大腿部}}(G7)$ 、 $G_{\text{下腿部}}(G8)$ 、 $G_{\text{足平部}}(G9)$ の位置ベクトル $U(G_{\text{大腿部}}/LC)$ 、 $U(G_{\text{下腿部}}/LC)$ 、 $U(G_{\text{足平部}}/LC)$ がそれぞれ次式(3)

a)～(3c)により算出される。

[0089] 
$$U(G_{\text{大腿部}}/LC) = U(J_{\text{膝}}/LC) + R(C_{\text{大腿部}} \rightarrow LC) \times U(G_{\text{大腿部}}/C_{\text{大腿部}}) \cdots (3a)$$

$$U(G_{\text{下腿部}}/LC) = U(J_{\text{足首}}/LC) + R(C_{\text{下腿部}} \rightarrow LC) \times U(G_{\text{下腿部}}/C_{\text{下腿部}}) \cdots (3b)$$

$$U(G_{\text{足平部}}/LC) = U(J_{\text{MP}}/LC) + R(C_{\text{足平部}} \rightarrow LC) \times U(G_{\text{足平部}}/C_{\text{足平部}}) \cdots (3c)$$

ここで、式(3a)～(3c)の $R(C_{\text{大腿部}} \rightarrow LC)$ 、 $R(C_{\text{下腿部}} \rightarrow LC)$ 、 $R(C_{\text{足平部}} \rightarrow LC)$ は、それぞれ大腿部座標系 $C_{\text{大腿部}}$ (C7)から脚座標系LCへの変換テンソル、下腿部座標系 $C_{\text{下腿部}}$ (C8)から脚座標系LCへの変換テンソル、足平部座標系 $C_{\text{足平部}}$ (C9)から脚座標系LCへの変換テンソルであり、それぞれ先に算出した $\theta_{\text{大腿部}}$ 、 $\theta_{\text{下腿部}}$ 、 $\theta_{\text{足平部}}$ を用いて決定される。また、 $U(G_{\text{大腿部}}/C_{\text{大腿部}})$ 、 $U(G_{\text{下腿部}}/C_{\text{下腿部}})$ 、 $U(G_{\text{足平部}}/C_{\text{足平部}})$ は、各剛体要素の要素座標系で表された該剛体要素の重心の位置ベクトルであり、前記した如くあらかじめ演算処理23のメモリに記憶保持されている。

[0090] 上記式(3a)～(3c)により求められる位置ベクトル $U(G_{\text{大腿部}}/LC)$ 、 $U(G_{\text{下腿部}}/LC)$ 、 $U(G_{\text{足平部}}/LC)$ のX座標成分及びZ座標系分の組が脚平面PL上での2次元的位置を表している。以上説明した演算処理が2次元脚姿勢・要素重心位置算出手段52の演算処理である。

[0091] 次に3次元関節・要素重心位置算出手段53の演算処理では、変換テンソル作成手段51で求めた変換テンソルと2次元脚姿勢・要素重心位置算出手段52で求めた各脚体部S2の各関節要素および各剛体要素の重心の位置(脚座標系LCでの位置)とを用いて、人剛体リンクモデルS1の各関節要素および各剛体要素の重心の身体座標系BCでの位置ベクトルが求められる。

[0092] 各関節要素の位置ベクトルの算出は次のように行われる。例えば左側脚体部S2の各関節要素J1, J2, J3の位置ベクトルの算出について説明する。まず、腰部要素S4の両股関節J1, J1の中心を結ぶ線分の長さをL4aとおくと、身体座標系BCにおける左側股関節J1の位置ベクトル $U(J_{\text{左股}}/BC)$ は、次式(4a)により与えられる。

[0093]  $U(J_{\text{左股}}/BC) = (0, L4a/2, 0)^T \quad \dots (4a)$

さらに、身体座標系BCにおける左側膝関節J2、左側足首関節J3、左側MP関節J4のそれぞれの位置ベクトル $U(J_{\text{左膝}}/BC)$ 、 $U(J_{\text{左足首}}/BC)$ 、 $U(J_{\text{左MP}}/BC)$ は、変換テンソル $R(LC \rightarrow BC)$ と、左側脚体部S2に対応する脚座標系LC(左LC)での位置ベクトル $U(J_{\text{左膝}}/LC)$ 、 $U(J_{\text{左足首}}/LC)$ 、 $U(J_{\text{左MP}}/LC)$ とを用いて次式(4b)～(4d)により順番に求められる。

[0094]  $U(J_{\text{左膝}}/BC) = U(J_{\text{左股}}/BC) + R(LC \rightarrow BC) \times U(J_{\text{左膝}}/LC) \dots (4b)$

$$U(J_{\text{左足首}}/BC) = U(J_{\text{左股}}/BC) + R(LC \rightarrow BC) \times U(J_{\text{左足首}}/LC) \dots (4c)$$

$$U(J_{\text{左MP}}/BC) = U(J_{\text{左股}}/BC) + R(LC \rightarrow BC) \times U(J_{\text{左MP}}/LC) \dots (4d)$$

右側脚体部S2の各関節要素の身体座標系BCでの位置ベクトルも上記と同様に求められる。

[0095] さらに、上体部S3の上体下部関節JU1および上体上部関節JU2の身体座標系BCでの位置ベクトル $U(JU1/BC)$ 、 $U(JU2/BC)$ は、それぞれ次式(5a)、(5b)により順番に求められる。

[0096]  $U(JU1/BC) = (0, 0, L4b)^T \dots (5a)$

$$U(JU2/BC) = U(JU1/BC) + R(C_{\text{腹部}} \rightarrow BC) \cdot (0, 0, L5)^T \dots (5b)$$

なお、式(5a)のL4bは、両股関節J1、J1を結ぶ線分の中点から上体下部関節JU1の中心までの長さ、式(5b)のL5は腹部要素S5の長さであり、これらの長さは前述の通りあらかじめ演算処理装置23のメモリに記憶保持されている。

[0097] また、各剛体要素の重心の、身体座標系BCでの位置ベクトルの算出は次のように行われる。すなわち、大腿部要素S7、下腿部要素S8、足平部要素S9のそれぞれの重心の身体座標系BCでの位置ベクトル $U(G_{\text{大腿部}}/BC)$ 、 $U(G_{\text{下腿部}}/BC)$ 、 $U(G_{\text{足平部}}/BC)$ は、それぞれ前記式(4b)の右辺の $U(J_{\text{左膝}}/LC)$ を前記2次元脚姿勢・要素重心位置算出手段52で算出した大腿部要素S7、下腿部要素S8、足平部要素S9の重心の位置ベクトル $U(G_{\text{大腿部}}/LC)$ 、 $U(G_{\text{下腿部}}/LC)$ 、 $U(G_{\text{足平部}}/LC)$ で置き換えた式を演算することで求められる。なお、 $G_{\text{大腿部}}$ 、 $G_{\text{下腿部}}$

腿部, G\_足平部の身体座標系BCでの位置ベクトルの算出は、各脚体部S2毎に各別に行われる。

[0098] また、腰部要素S4の重心G4の位置ベクトルU(G\_腰部/BC)は、あらかじめ記憶保持された腰部座標系C\_腰部(C4)での重心G\_腰部の位置ベクトルU(G\_腰部/C\_腰部)から、次式(6)により求められる。

$$U(G\text{_\text{腰部}}/BC) = R(C\text{_\text{腰部}} \rightarrow BC) \times U(G\text{_\text{腰部}}/C\text{_\text{腰部}}) \quad \dots (6)$$

ここで、 $R(C\text{_\text{腰部}} \rightarrow BC)$ は、腰部座標系C\_腰部から身体座標系BCへの変換テンソルである。本実施形態では、C\_腰部は身体座標系BCに等しいので、 $R(C\text{_\text{腰部}} \rightarrow BC)$ は3次の単位行列で表される。従って、 $U(G\text{_\text{腰部}}/C\text{_\text{腰部}})$ がそのまま $U(G\text{_\text{腰部}}/BC)$ として得られる。

[0100] さらに、腹部要素S5、胸部要素S6のそれぞれの重心G5, G6の身体座標系BCでの位置ベクトルU(G\_腹部/BC), U(G\_胸部/BC)は、変換テンソル作成手段51で求めた変換テンソル $R(C\text{_\text{腹部}} \rightarrow BC)$ ,  $R(C\text{_\text{胸部}} \rightarrow BC)$ と、あらかじめ記憶保持された腹部座標系C\_腹部(C5)での腹部要素S5の重心の位置ベクトルU(G\_腹部/C\_腹部)、及び胸部座標系C\_胸部(C6)での胸部要素S6の重心の位置ベクトルU(G\_胸部/C\_胸部)とを用いてそれぞれ次式(7), (8)により求められる。

$$U(G\text{_\text{腹部}}/BC) = U(JU1/BC) + R(C\text{_\text{腹部}} \rightarrow BC) \cdot U(G\text{_\text{腹部}}/C\text{_\text{腹部}}) \quad \dots (7)$$

$$U(G\text{_\text{胸部}}/BC) = U(JU2/BC) + R(C\text{_\text{胸部}} \rightarrow BC) \cdot U(G\text{_\text{胸部}}/C\text{_\text{胸部}}) \quad \dots (8)$$

なお、 $U(JU1/BC)$ ,  $U(JU2/BC)$ は、前記式(5a), (5b)により求められたものである。

[0102] 以上説明した演算処理が3次元関節・要素重心位置算出手段53の演算処理である。なお、以上のように3次元関節・要素重心位置算出手段53で算出される各関節要素と各剛体要素の重心との位置ベクトルは、それぞれに対応する人Aの実際の部位の、身体座標系BCで見た位置ベクトルとしての意味を持つ。

[0103] 人側関節モーメント推定手段41は、上記した変換テンソル作成手段51、2次元脚姿勢・要素重心位置算出手段52、および3次元関節・要素重心位置算出手段53の

演算処理と並行して、身体座標系加速度・角速度算出手段54および身体座標系傾斜角算出手段55の演算処理を実行する。

[0104] 身体座標系加速度・角速度算出手段54の演算処理では、加速度センサ21の検出出力から把握される3軸方向の加速度(並進加速度)とジャイロセンサ22の検出出力から把握される3軸回りの角速度とから次のように身体座標系BCの原点の加速度ベクトルの身体座標系BCでの値(座標成分値)が求められる。まず、各センサ21, 22がそれぞれ検出する加速度、角速度はそれらのセンサ21, 22に対して固定された3軸の座標系(以下、センサ座標系SC又はC\_センサという)であらわされるベクトル量であるので、それを身体座標系BCでの値に変換する。その変換は、人Aの腰部に対する加速度センサ21およびジャイロセンサ(角速度センサ)22の相対的な取り付け位置関係(C4(=BC)に対するC\_センサの相対的姿勢関係)に応じてあらかじめ設定された変換テンソルをセンサ座標系SCでそれぞれ検出された加速度ベクトル、角速度ベクトルに乗算することで行われる。すなわち、センサ座標系SCでの加速度ベクトルの検出値をACC(センサ/SC)、それを身体座標系BCに変換した加速度ベクトルをACC(センサ/BC)、センサ座標系SCでの角速度ベクトルの検出値を $\omega$ (センサ/SC)、それを身体座標系BCに変換した角速度ベクトルを $\omega$ (センサ/BC)とおくと、加速度ベクトルACC(センサ/BC)、角速度ベクトル $\omega$ (センサ/BC)は、それぞれ次式(9), (10)により求められる。ここで、ACC(センサ/BC)、 $\omega$ (センサ/BC)は、より詳しくは、それぞれ加速度センサ21、ジャイロセンサ22の箇所の加速度ベクトル、角速度ベクトルである。なお、この例では加速度センサ21、ジャイロセンサ22の箇所はほぼ同一箇所とし、センサ座標系SCは両センサ21, 22について同じ座標系としている。

$$ACC(\text{センサ}/BC) = R(SC \rightarrow BC) \cdot ACC(\text{センサ}/SC) \quad \dots \dots (9)$$

$$\omega(\text{センサ}/BC) = R(SC \rightarrow BC) \cdot \omega(\text{センサ}/SC) \quad \dots \dots (10)$$

ここで、変換テンソルR(SC→BC)はセンサ座標系SCと身体座標系BCとの相対的な姿勢関係(詳しくは、センサ座標系SCの各軸の身体座標系BCの各軸に対する傾き角)から決定され、補助装具1の人Aへの装着時等にあらかじめ演算処理装置18のメモリに記憶保持されている。補足すると、加速度センサ21やジャイロセンサ22を人Aの腰部以外の部位(人剛体リンクモデルS1のいづれかの剛体要素)に対応する

剛体相当部)に装着してもよい。この場合には、加速度ベクトルACC(センサ/BC)および角速度ベクトル $\omega$ (センサ/BC)は、センサ座標系SCでの検出値を加速度センサ21やジャイロセンサ22を装着した剛体要素の要素座標系での値に変換した後、さらに変換テンソルによって身体座標系BCでの値に変換すればよい。この場合の変換テンソルは、加速度センサ21やジャイロセンサ22を装着した剛体要素と腰部要素S4との間にある関節要素の変位量(回転角)の検出値を基に決定される。

[0106] 身体座標系加速度・角速度算出手段55の演算処理では、上記の如く加速度ベクトルACC(センサ/BC)および角速度ベクトル $\omega$ (センサ/BC)を求めた後、次式(11)によって、身体座標系BCの原点の加速度ベクトルACC(BCO/BC)を求める。「BCO」は身体座標系BCの原点を表す符号である。

[0107] [数1]

$$\begin{aligned}
 \text{ACC(BCO/BC)} = & \text{ACC(センサ/BC)} + \mathbf{U}(\text{センサ/BC}) \times \omega(\text{センサ/BC})' \\
 & + \begin{bmatrix} 0 & \mathbf{U}(\text{センサ/BC})_x & \mathbf{U}(\text{センサ/BC})_x \\ \mathbf{U}(\text{センサ/BC})_y & 0 & \mathbf{U}(\text{センサ/BC})_y \\ \mathbf{U}(\text{センサ/BC})_z & \mathbf{U}(\text{センサ/BC})_z & 0 \end{bmatrix} \\
 & \times \begin{bmatrix} \omega(\text{センサ/BC})_x^2 \\ \omega(\text{センサ/BC})_y^2 \\ \omega(\text{センサ/BC})_z^2 \end{bmatrix} \quad \dots \dots (11)
 \end{aligned}$$

[0108] この式(11)中の、 $\mathbf{U}(\text{センサ/BC})$ は、身体座標系BCでの加速度センサ21およびジャイロセンサ22の位置ベクトルであり、 $\mathbf{U}(\text{センサ/BC})_x$ 、 $\mathbf{U}(\text{センサ/BC})_y$ 、 $\mathbf{U}(\text{センサ/BC})_z$ はそれぞれ、前述した本明細書でのベクトルの座標成分値の表記手法の定義にしたがって、 $\mathbf{U}(\text{センサ/BC})$ の身体座標系BCでの各座標成分値である。 $\mathbf{U}(\text{センサ/BC})$ は、補助装具1の人Aへの装着時に実測されて演算処理装置23のメモリに記憶保持されている。また、 $\omega(\text{センサ/BC})_x$ 、 $\omega(\text{センサ/BC})_y$ 、 $\omega(\text{センサ/BC})_z$ はそれぞれ先に求めた角速度ベクトル $\omega(\text{センサ/BC})$ の各座標成分値である。また、 $\omega(\text{センサ/BC})'$ は、 $\omega(\text{センサ/BC})$ の1階微分値を示しており、その値は、演算処理装置23の演算処理周期毎に前記式(10)により求める $\omega(\text{センサ/BC})$ の時系列データから算出される。

[0109] また、腰部要素S4内のどの部分でも角速度は同一であり、腰部要素S4に固定されている身体座標系BCの原点BCOの角速度  $\omega$ (BCO/BC)は、 $\omega$ (センサ/BC)に等しい。従って、 $\omega$ (BCO/BC) =  $\omega$ (センサ/BC)である。

[0110] 上記式(11)で求められるACC(BCO/BC)は、加速度センサ21を身体座標系BCの原点に設置し、且つ、加速度センサ21の軸の向きを身体座標系BCと一致させた場合の該加速度センサ21の出力値(加速度検出値)と等しくなるベクトルである。

[0111] なお、加速度センサ21は重力に伴う加速度も検出するので、上記のように求められた加速度ベクトルACC(BCO/BC)には、重力による慣性加速度成分が含まれる。また、本実施系形態では、腰部要素S4の角速度を考慮して身体座標系BCの原点BCOの加速度ベクトルACC(BCO/BC)を求めるようにしたが、腰部要素S4の角速度やその変化率は比較的小さいので、前記式(9)で求めたACC(センサ/BC)をそのまま身体座標系BCの原点BCOの加速度ベクトルACC(BCO/BC)としてもよい。

[0112] また、前記身体座標系傾斜角算出手段55の演算処理では、加速度センサ21およびジャイロセンサ22の検出出力から所謂カルマンフィルタによって鉛直方向(重力方向)に対する腰部要素S4の傾斜角(身体座標系BCのZ軸の傾斜角)が算出される。この算出手法は公知であるのでここでの説明は省略する。なお、ここで算出される傾斜角は、前後方向の水平軸と左右方向の水平軸との2軸回りの傾斜角である。

[0113] 次に、人側関節モーメント推定手段41は、全体重心位置算出手段56の演算処理を実行する。この全体重心位置算出手段56の演算処理では、前記3次元関節・要素重心位置算出手段53によって求められた各剛体要素の重心位置(身体座標系BCでの位置ベクトル)と、あらかじめ前述したように設定された各剛体要素の重量とから、次式(12)によって、人剛体リンクモデルS1の全体重心(人Aの全体重心。以下、G\_\_全体と表記することがある)の身体座標系BCでの位置ベクトルU(G\_\_全体/BC)が求められる。

[0114] 
$$U(G\_\text{全体}/BC) = \{U(G\_\text{胸部}/BC) \times m\_\text{胸部} + U(G\_\text{腹部}/BC) \times m\_\text{腹部} + U(G\_\text{腰部}/BC) \times m\_\text{腰部} + U(G\_\text{右大腿部}/BC) \times m\_\text{右大腿部} + U(G\_\text{左大腿部}/BC) \times m\_\text{左大腿部} + U(G\_\text{右下腿部}/BC) \times m\_\text{右下腿部}$$

$+ U(G_{\text{左下腿部}}/BC) \times m_{\text{左下腿部}} + U(G_{\text{右足平部}}/BC) \times m_{\text{右足平部}}$

$$+ U(G_{\text{左足平部}}/BC) \times m_{\text{左足平部}} \} / \text{全体重量} \quad \dots \dots (12)$$

なお、 $m_{\text{○○}}$ など、「 $m_{\text{○○}}$ 」は○○の名称に対応する剛体要素の重量であり、これらの重量には補助装具1の重量は含まれない。この式(12)の如く、全体重心の位置ベクトル $U(G_{\text{全体}}/BC)$ は、人剛体リンクモデルS1の各剛体要素の重心の身体座標系BCでの位置ベクトルとその剛体要素の重量との積の総和を、人Aの全体重量(詳しくは人Aから補助装具1を取り外した状態での人Aの全体重量で、これは人剛体リンクモデルS1の全ての剛体要素の重量の総和に等しい)で除算することで求められる。

[0115] 次に、人側関節モーメント推定手段41は、前記床反力推定手段57および床反力作用点推定手段58の算出処理を実行する。床反力推定手段57の演算処理では、まず、接地センサ32, 33の検出出力に基づき、人Aの運動状態が両脚体が着地する(補助装具1の両足平装具部12, 12が接地する)両脚支持状態であるか、一方の脚体のみが着地する(補助装具1の一方の足平装具部12のみが接地する)単脚支持状態であるか、又は両脚体が着地しない状態であるかが判断される。すなわち、一方の脚体の接地センサ32, 33のいずれかが接地有りを示すON信号を出力し、且つ、他方の脚体の接地センサ32, 33のいずれかが接地有りを示すON信号を出力している場合には両脚接地状態であると判断される。また、両脚体のうちの一方の脚体の接地センサ32, 33のいずれかが接地有りを示すON信号を出力しており、且つ、他方の脚体の接地センサ32, 33の両者が接地有りを示すON信号を出力していない場合には、単脚支持状態であると判断される。そして、床反力推定手段57の処理では、両脚支持状態であるか単脚支持状態であるかに応じて、各別の演算処理により人Aの各脚体に作用する床反力ベクトルが推定される。なお、両脚体の接地センサ32, 33の全てがON信号を出力していない場合には、両脚体が着地していない状態であり、この場合には、当然のことながら、各脚体に作用する床反力ベクトルは0である。

[0116] この床反力ベクトルの推定処理の基本的な考え方は、本願出願人が先に提案した

特開2003-89083号公報等のものと同じであるが、本実施形態では、主に、その推定処理に用いる座標系等が同公報等に記載した手法と相違している。以下に図10および図11(a), (b)を参照して説明する。図10は矢状面で見た人Aの単脚支持状態を例示しており、図11(a), (b)はそれぞれ矢状面、前額面で見た人Aの両脚支持状態を例示している。なお、これらの図10及び図11では人Aを人剛体リンクモデルS1で模式化して示している。図10に示すように、人Aの運動状態が単脚支持状態であるときには、着地側の脚体(ここでは例えれば右側脚体であるとする)に作用する床反力ベクトル $Fr_f$ (右脚体/BC)、すなわち、右側脚体に作用する床反力ベクトルを身体座標系BCの座標成分値で表したもののが、全体重心 $G_{\text{全体}}$ の、身体座標系BCでの並進運動に関する運動方程式を表す次式(13)により算出される。

[0117] 
$$Fr_f(\text{右脚体/BC}) = \text{全体重量} \times (ACC(BCO/BC) + U(G_{\text{全体}}/BC)''')$$
 ..... (13)

ここで、 $U(G_{\text{全体}}/BC)'''$ は、全体重心 $G_{\text{全体}}$ の身体座標系BCでの位置ベクトルの2階微分値であり、演算処理装置23の演算処理周期毎に前記全体重心位置算出手段56で算出した全体重心 $G_{\text{全体}}$ の位置ベクトル $U(G_{\text{全体}}/BC)$ の時系列データから算出される。この $U(G_{\text{全体}}/BC)'''$ は、身体座標系BCの原点に対する全体重心 $G_{\text{全体}}$ の相対的加速度を意味する。また、式(13)の「全体重量」は、人Aから補助装具1を取り外した状態での人Aの全体重量(人剛体リンクモデルS1の全体重量)である。そして、 $ACC(BCO/BC)$ は、前記身体座標系加速度・角速度算出手段54で算出した身体座標系BCの原点BCOの加速度ベクトルであり、この加速度ベクトル $ACC(BCO/BC)$ に $U(G_{\text{全体}}/BC)'''$ を加えたものが、全体重心 $G_{\text{全体}}$ の実際の加速度を意味している。従って、全体重心位置算出手段56で算出された $G_{\text{全体}}$ の位置ベクトルの時系列データと身体座標系加速度・角速度算出手段54で算出された身体座標系BCの原点の加速度ベクトル $ACC(BCO/BC)$ と人Aの全体重量(人剛体リンクモデルS1の全体重量)とから式(13)により床反力ベクトル $Fr_f$ (右脚体/BC)が算出される。左側脚体が着地している場合でも、単脚支持状態では同様に、式(13)の右辺の演算によって、床反力ベクトル $Fr_f$ (左脚体/BC)が算出される。この場合、前述したように $ACC(BCO/BC)$ には、重力による慣性加速度成分が含まれ、また、床反力

ベクトル $\mathbf{Fr}_f$ を身体座標系BCで表すので、重力加速度やその方向を考慮する必要はない。なお、着地していない側の脚体に作用する床反力ベクトル $\mathbf{Fr}_f$ は0である。また、図10では、図示の便宜上、身体座標系BCのZ軸を鉛直方向に記載しているが、式(13)は身体座標系BCの傾きにはよらない。

[0118] 一方、図11(a), (b)に示すように、両脚支持状態であるときには、人Aの右側脚体に作用する床反力ベクトル $\mathbf{Fr}_f$ (右脚体/BC)と左側脚体に作用する床反力ベクトル $\mathbf{Fr}_f$ (左脚体/BC)とが次の5つの関係式(14)～(18)を基に算出される。

[0119] Frf(右脚体/BC) + Frf(左脚体/BC)

$$= \text{全体重量} \times (\text{ACC}(\text{BCO/BC}) + \text{U}(\text{G}_\text{—全体}/\text{BC})) \quad \dots \dots (14)$$

$$\begin{aligned}
 & \text{Fr}_f(\text{右脚体/BC})_x : \text{Fr}_f(\text{右脚体/BC})_z \\
 &= U(G\text{ 全体/BC})_x - U(J\text{ 右足首/BC})_x \\
 & \quad : U(G\text{ 全体/BC})_z - U(J\text{ 右足首/BC})_z \dots \dots (15)
 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
 & \text{Fr}_f(\text{左脚体/BC})_x : \text{Fr}_f(\text{左脚体/BC})_z \\
 &= U(G\text{ 全体/BC})_x - U(J\text{ 左足首/BC})_x \\
 & \quad : U(G\text{ 全体/BC})_z - U(J\text{ 左足首/BC})_z \dots \dots (16)
 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
 & \text{Fr}_f(\text{右脚体/BC})_y : \text{Fr}_f(\text{右脚体/BC})_z \\
 &= U(G\text{ 全体/BC})_y - U(J\text{ 右足首/BC})_y \\
 &\quad : U(G\text{ 全体/BC})_z - U(J\text{ 右足首/BC})_z \dots \dots (17)
 \end{aligned}$$

Fr<sub>f</sub>(左脚体/BC)y:Fr<sub>f</sub>(左脚体/BC)z  
=ACC(G\_全体/BC)y-U(J\_左足首/BC)y  
:U(G\_全体/BC)z-U(I\_左足首/BC)z……(18)

ここで、これらの式(14)～(18)の意味を説明すると、式(14)は、人Aの全体重心G<sub>全</sub>体の、身体座標系BCでの並進運動に関する運動方程式を表しており、その右辺は、前記式(13)の右辺と同じである。また、式(15)～(18)は、図11(a), (b)に示すように、床反力ベクトルFr<sub>f</sub>(右脚体/BC)および床反力ベクトルFr<sub>f</sub>(左脚体/BC)がそれぞれ右側脚体の足首関節J2、左側脚体の足首関節J3から全体重心G<sub>全</sub>体に向かうベクトルであると仮定して、換言すれば、床反力ベクトルFr<sub>f</sub>と、足首関

節J3から見たG\_\_全体の位置ベクトルとの向きが同じであると仮定して得られる幾何学的関係式である。この場合、式(15), (16)は矢状面(身体座標系BCのXZ平面)で見た関係式であり、式(17), (18)は前額面(身体座標系BCのYZ)平面で見た関係式である。なお、図11では、図示の便宜上、身体座標系BCのZ軸を鉛直方向に記載しているが、式(14)～(18)は身体座標系BCの傾きにはよらない。

[0120] 両脚支持状態での床反力ベクトルFr<sub>f</sub>(右脚体/BC), Fr<sub>f</sub>(左脚体/BC)を求める場合には、それらのベクトルの座標成分値を未知数として、前記式(14)～(18)により構成される連立方程式を解くことで、Fr<sub>f</sub>(右脚体/BC), Fr<sub>f</sub>(左脚体/BC)が算出される。すなわち、Fr<sub>f</sub>(右脚体/BC), Fr<sub>f</sub>(左脚体/BC)は、全体重心位置算出手段56で算出されたG\_\_全体の位置ベクトルの時系列データと身体座標系加速度・角速度算出手段54で算出された身体座標系BCの原点の加速度ベクトルACC(BCO/BC)と人Aの全体重量(補助装具1を含まない人Aの全体重量)と3次元関節・要素重心位置算出手段53で求めたU(J\_\_右足首/BC)およびU(J\_\_左足首/BC)とから算出される。このように、本実施形態では、両脚支持状態での床反力ベクトルFr<sub>f</sub>(右脚体/BC), Fr<sub>f</sub>(左脚体/BC)は、身体座標系BCで記述される前記関係式(14)～(18)に基づいて算出される。

[0121] なお、Fr<sub>f</sub>(右脚体/BC), Fr<sub>f</sub>(左脚体/BC)のZ軸成分は、矢状面に関する式(15), (16)、あるいは前額面に関する式(17), (18)のいずれを用いても求めることが可能である。また、本実施形態では、床反力ベクトルFr<sub>f</sub>(右脚体/BC)および床反力ベクトルFr<sub>f</sub>(左脚体/BC)がそれぞれ右側脚体の足首関節J1、左側脚体の足首関節J1から全体重心G\_\_全体に向かうベクトルであると仮定した式(15)～(18)を用いたが、式(15)～(18)のU(J\_\_右足首/BC), U(J\_\_左足首/BC)の代わりに、各足首関節J1のある近傍点の位置(身体座標系BCでの位置)、あるいは、後述する如く求められる各脚体の床反力作用点の位置(身体座標系BCでの位置)を用いるようにしてもよい。

[0122] 床反力作用点推定手段58の演算処理では、まず、前記身体座標系傾斜角算出手段55で算出された腰部要素S4の鉛直方向に対する傾斜角を基に、身体座標系BCから絶対座標系ICへの変換テンソルR(BC→IC)が作成される。ここで、絶対座標系ICは、鉛直方向をZ軸とする直交座標系で、前記基準姿勢状態において身体座標系

BCと各座標軸の向きが同一となる座標系である。なお、絶対座標系ICから身体座標系BCへの変換テンソルR(IC→BC)は変換テンソルR(BC→IC)の転置R(BC→IC)<sup>T</sup>である。また、腰部要素S4の鉛直方向に対する傾斜角がほぼ一定となるような脚体の運動を行うような場合には、上記変換テンソルR(BC→IC)は、ほぼ一定となるので、それをあらかじめ演算処理装置23のメモリに記憶保持しておくようにしてもよい。

[0123] 次いで、上記変換テンソルR(BC→IC)を用いて、前記全体重心位置算出手段56で先に求めた全体重心G\_全体の位置ベクトルU(G\_全体/BC)と、3次元関節・要素重心位置算出手段53で先に求めた各脚体部S2の足首関節J3およびMP関節J4のそれぞれの位置ベクトルU(J\_足首/BC), U(J\_MP/BC)とにそれぞれ上記変換テンソルR(BC→IC)を乗算することにより、全体重心G\_全体、各足首関節J3およびMP関節J4の絶対座標系ICで見た位置ベクトルU(G\_全体/IC), U(J\_足首/IC), U(J\_MP/IC)が算出される。なお、これらの位置ベクトルU(G\_全体/IC), U(J\_足首/IC), U(J\_MP/IC)は、身体座標系BCと同じ原点を有する絶対座標系ICでの位置ベクトルである。また、このとき、接地センサ32, 33の検出出力により接地無しと判断される脚体に関しては、位置ベクトルU(J\_足首/IC), U(J\_MP/IC)を算出する必要はない。

[0124] 次いで、接地センサ32, 33の検出出力により接地有りと判断される各脚体毎に、位置ベクトルU(G\_全体/IC), U(J\_足首/IC), U(J\_MP/IC)のX軸方向成分U(G\_全体/IC)x, U(J\_足首/IC)x, U(J\_MP/IC)xの大小関係に応じて、換言すれば、全体重心G\_全体、足首関節J3およびMP関節J4の前後方向での相対的な水平位置関係に応じて、床反力作用点の位置ベクトル(絶対座標系ICでの位置ベクトル)U(COP/IC)のX軸成分およびY軸成分が決定される。この決定手法を図12(a)～(c)および図13を参照してさらに詳説する。なお、以下の説明では、左側脚体が着地しているとする。図12(a)～(c)は矢状面で見た人Aの左脚体が接地している状態(これらの図では単脚支持状態)を例示しており、図13は図12(b)の状態での接地側の足平部を平面視で見た図を示している。なお、図12及び図13では人Aは人剛体リンクモデルS1で模式化して示している。

[0125] 図12(a)に示すように、全体重心G\_全体が接地している左側脚体のMP関節J4

よりも前方に存在する場合、すなわち、 $U(G_{\text{全体}}/IC)x > U(J_{\text{左MP}}/IC)x$ である場合には、該左側脚体の足平部S9は、主にそのつま先側部分で踏ん張って接地している。この場合には、床反力作用点COPは、その足平部のMP関節J4のほぼ直下の位置に存在する。そこで、この場合には、床反力作用点COPの位置ベクトル $U(\text{左COP}/IC)$ のX, Y軸成分はそれぞれMP関節J4の位置ベクトル $U(J_{\text{左MP}}/IC)$ のX, Y軸成分に等しいとする。すなわち、 $U(\text{左COP}/IC)x = U(J_{\text{左MP}}/IC)x$ 、 $U(\text{左COP}/IC)y = U(J_{\text{左MP}}/IC)y$ とする。

[0126] また、図12(c)に示す如く、全体重心 $G_{\text{全体}}$ が接地している左側脚体の足首関節J3よりも後方に存在する場合、すなわち、 $U(G_{\text{全体}}/IC)x < U(J_{\text{左足首}}/IC)x$ である場合には、該左側脚体の足平部S9は、主にその踵側部分で踏ん張って接地している。この場合には、床反力作用点COPは、その左側脚体の足首関節J3のほぼ直下の位置に存在する。そこで、この場合には、床反力作用点COPの位置ベクトル $U(\text{左COP}/IC)$ のX, Y軸成分はそれぞれ足首関節J3の位置ベクトル $U(J_{\text{左足首}}/IC)$ のX, Y軸成分に等しいとする。すなわち、 $U(\text{左COP}/IC)x = U(J_{\text{左足首}}/IC)x$ 、 $U(\text{左COP}/IC)y = U(J_{\text{左足首}}/IC)y$ とする。

[0127] また、図12(b)に示すように、全体重心 $G_{\text{全体}}$ が前後方向で左側脚体の足首関節J3とMP関節J4との間に存在する場合、すなわち、 $U(J_{\text{左MP}}/IC)x \leq U(G_{\text{全体}}/IC)x \leq U(J_{\text{左足首}}/IC)x$ である場合には、床反力作用点COPは、図示の矢状面上では、全体重心 $G_{\text{全体}}$ のほぼ真下に存在する。そこで、この場合には、床反力作用点COPの位置ベクトル $U(\text{左COP}/IC)$ のX軸成分は、全体重心 $G_{\text{全体}}$ のX軸成分に等しいとする。すなわち、 $U(\text{左COP}/IC)x = U(G_{\text{全体}}/IC)x$ とする。そして、床反力作用点COPの位置は、概ね、足首関節J3の中心点とMP関節J4の中心点とを結ぶ線分を床面に投影した線分上に存在すると考えられる。そこで、床反力作用点COPの位置ベクトル $U(\text{右COP}/IC)$ のY軸成分は、図13に示す如く、左側脚体に関する足首関節J3の中心点とMP関節J4の中心点とを結ぶ線分上で、全体重心 $G_{\text{全体}}$ とX軸成分(絶対座標系ICでのX軸成分)の値が同じになるような点PのY軸成分と等しいとする。このような位置ベクトル $U(\text{右COP}/IC)$ のY軸成分の値は、次式(19)に比例関係式に基づいて求められる。

[0128] 
$$\begin{aligned} U(\text{左COP/IC})x - U(J_{\text{左足首}}/\text{IC})x &: U(J_{\text{左MP}}/\text{IC})x - U(J_{\text{左足首}}/\text{IC})x \\ = U(\text{左COP/IC})y - U(J_{\text{左足首}}/\text{IC})y & \\ : U(J_{\text{左MP}}/\text{IC})y - U(J_{\text{左足首}}/\text{IC})y & \cdots \cdots (19) \end{aligned}$$

また、床反力作用点の位置ベクトル $U(\text{左COP/IC})$ のZ軸成分は、左側脚体の足首関節 $J_3$ からあらかじめ定めた所定値 $H_0 (> 0)$ だけ鉛直方向下方に離れた点のZ軸成分に等しいとする。すなわち、 $U(\text{左COP/IC})z = U(J_{\text{左足首}}/\text{IC})z - H_0$ とする。ここで、所定値 $H_0$ は、前記基準姿勢状態(より正確には人Aに補助装備1を装着した状態で、足平部S3の下面の足平装具部12の底面のほぼ全体を水平な床面上に接触させた状態)における床面から足首関節 $J_3$ の中心までの鉛直方向距離であり、あらかじめ実測されて演算処理装置23のメモリに記憶保持されている。所定値 $H_0$ は左右の各脚体毎に各別に実測してもよいが、いずれかの一方の脚体について実測した値を左右の両脚体で共通に使用してもよい。

[0129] 本実施形態では、以上の如く、左側脚体が接地している場合に該左側脚体に作用する床反力ベクトル $Fr_f$ の床反力作用点の位置ベクトル $U(\text{左COP/IC})$ が求められる。右側脚体が接地している場合についても同様である。この場合、両脚接地状態では、各脚体のそれぞれについて上記の如く床反力作用点の位置ベクトルが求められる。

[0130] なお、本実施形態では、床反力作用点の位置ベクトル $U(\text{COP/IC})$ のZ軸成分を求めるために用いる前記所定値 $H_0$ を一定値としたが、接地センサ32, 33により、足平部S9のつま先側のみが接地していること、すなわち、接地センサ33のみが接地有りを示すON信号を出力している場合には、上記所定値 $H_0$ の代わりに、その接地している脚体について、足首関節 $J_3$ およびMP関節 $J_4$ のそれぞれの位置ベクトル $U(J_{\text{足首}}/\text{IC})$ ,  $U(J_{\text{MP}}/\text{IC})$ のZ軸成分の差( $U(J_{\text{足首}}/\text{IC})z - U(J_{\text{MP}}/\text{IC})z$ )、すなわち、足首関節 $J_3$ とMP関節 $J_4$ との鉛直方向距離を使用するようにしてもよい。このようにすると、 $U(\text{COP/IC})$ の精度を高めることができる。

[0131] 床反力作用点推定手段58の演算処理では、最後に、上記の如く接地している各脚体について求めた床反力作用点の位置ベクトル $U(\text{COP/IC})$ に、先に求めた変換テンソル $R(\text{BC} \rightarrow \text{IC})$ の転置である逆変換テンソル $R(\text{IC} \rightarrow \text{BC})$ を乗算することにより、

床反力作用点の位置ベクトルの身体座標系BCでの値U(COP/BC)が求められる。

[0132] 次に、人側関節モーメント推定手段41は、前記脚平面投影手段59の演算処理を実行する。この処理では、身体座標系加速度・角速度算出手段54で算出された身体座標系BCの原点BCOの加速度ベクトルACC(BCO/BC)および角速度ベクトル $\omega$ (BCO/BC)と、床反力推定手段57で算出された床反力ベクトルFr<sub>f</sub>(右脚体/BC), Fr<sub>f</sub>(左脚体/BC)と、床反力作用点推定手段58で算出された床反力作用点COPの位置ベクトルU(COP/BC)とが変換テンソル作成手段51で作成された変換テンソルR(LC→BC)の転置である変換テンソルR(BC→LC)(=R(LC→BC)<sup>T</sup>)を用いて各脚体部S2毎に、それに対応する脚平面PLに投影される。

[0133] 具体的には、加速度ベクトルACC(BCO/BC)および角速度ベクトル $\omega$ (BCO/BC)に次式(20a)、(20b)の如く、それぞれ変換テンソルR(BC→LC)を乗算することにより、各脚座標系LCから見た加速度ベクトルACC(BCO/LC)および角速度ベクトル $\omega$ (BCO/LC)が求められる。

$$ACC(BCO/LC) = R(BC \rightarrow LC) \times ACC(BCO/BC) \quad \dots \dots (20a)$$

$$\omega(BCO/LC) = R(BC \rightarrow LC) \times \omega(BCO/BC) \quad \dots \dots (20b)$$

なお、加速度ベクトルACC(BCO/LC)および角速度ベクトル $\omega$ (BCO/LC)は、それぞれ左脚体部S2に係わる脚座標系LCに対応するものと、右脚体部S2に係わる脚座標系LCに対応するものとが各別に求められる。

[0135] 同様に、床反力ベクトルFr<sub>f</sub>(右脚体/BC), Fr<sub>f</sub>(左脚体/BC)に次式(20c)、(20d)の如く、それぞれ変換テンソルR(BC→右LC)、R(BC→左LC)を乗算することにより、各脚座標系LCから見た床反力ベクトルFr<sub>f</sub>(右脚体/右LC), Fr<sub>f</sub>(左脚体/右LC)が求められる。

$$Fr_f(\text{右脚体}/\text{右LC}) = R(BC \rightarrow \text{右LC}) \times Fr_f(\text{右脚体}/BC) \quad \dots \dots (20c)$$

$$Fr_f(\text{左脚体}/\text{左LC}) = R(BC \rightarrow \text{左LC}) \times Fr_f(\text{左脚体}/BC) \quad \dots \dots (20d)$$

さらに、着地している各脚体2に係わる床反力作用点COPの位置ベクトルU(COP/BC)に次式(20e)の如く、その着地している脚体2に対応する変換テンソルR(BC→LC)を乗算することにより、該脚体2に対応する脚座標系LCから見た床反力作用点COPの位置ベクトルU(COP/LC)が求められる。

$$[0137] \quad U(COP/LC) = R(BC \rightarrow LC) \times U(COP/BC) \quad \dots \dots (20e)$$

なお、位置ベクトル $U(COP/LC)$ は、人Aの単脚支持状態では着地側の脚体に対応するもののみが求められ、両脚支持状態では、左右のそれぞれの脚体毎に求められる。

[0138] ここで、加速度ベクトル $ACC(BCO/LC)$ 、床反力ベクトル $Fr_f$ (右脚体/右LC),  $Fr_f$ (左脚体/左LC)および床反力作用点の位置ベクトル $U(COP/LC)$ については、それぞれのX座標成分およびZ座標成分の組が、それぞれに対応する身体座標系BCでのベクトル(3次元量)を各脚平面PL(脚座標系LCのXZ平面)に投影してなる2次元量のベクトルとして得られる。例えば、図14を参照して、身体座標系BCでの右側脚体に係わる床反力ベクトル $Fr_f$ (右脚体/LC)が図示の実線で示すようなベクトルであるとすると、床反力ベクトル $Fr_f$ (右脚体/右LC)のX座標成分およびZ座標成分の組は、同図に破線で示すような脚平面PL(右)上のベクトルとなる。

[0139] なお、脚平面PL上での脚体の回転運動は、脚平面PLの法線方向(脚座標系LCのY軸方向)の軸回りの回転運動であるから、角速度ベクトル $\omega$ (BCO/BC)を脚平面PLに投影したものは、前記式(20b)により求められる脚座標系LCでの角速度ベクトル $\omega$ (BCO/LC)のY座標成分である。

[0140] 以下の関節モーメント算出手段60の説明では、加速度ベクトル $ACC(BCO/LC)$ 、床反力ベクトル $Fr_f$ (右脚体/右LC),  $Fr_f$ (左脚体/左LC)および床反力作用点の位置ベクトル $U(COP/LC)$ は、そのX座標成分およびZ座標成分の組から成る2次元ベクトルを意味するものとする。例えば加速度ベクトル $ACC(BCO/LC)$ は、 $(ACC(BCO/LC)_x, ACC(BCO/LC)_z)^T$ を意味する。なお、角速度 $\omega$ については、脚平面PL上での値は $\omega(BCO/LC)_y$ で表す。

[0141] 次に、人側関節モーメント推定手段41は、関節モーメント算出手段60による演算処理を実行する。この関節モーメント算出手段60の演算処理の概略を説明すると、各脚部S2の足平部要素S9、下腿部要素S8、大腿部要素S7のそれぞれの並進運動および回転運動に関する運動方程式に基づく逆動力学モデルの演算によって、足平部要素S9、下腿部要素S8、および大腿部要素S7のそれぞれの腰部要素S4側の端点の関節要素J\_足首、J\_膝、J\_股の関節モーメントが順番に算出される。

この場合、逆動力学モデルは、各脚体部S2毎に、それに対応する脚平面PL(脚座標系LCのXZ平面)上で取扱われる。なお、この算出処理の基本的な考え方は、逆動力学モデルを取扱う平面及び座標系を除いて本願出願人が先に提案した特開2003-89083号公報等のものと同じである。

[0142] 以下、具体的に説明すると、各脚体部S2の足平部要素S9、下腿部要素S8、大腿部要素S7のそれぞれの脚平面PL上での並進運動の運動方程式は次の式(21)～(23)により与えられる。なお、以下の説明において、足平部要素S9、下腿部要素S8、および大腿部要素S7のそれぞれの剛体要素の両端のうち、腰部要素S4に近い側の一端部を「P\_〇〇」、遠い側の他端部「D\_〇〇」(〇〇は剛体要素を表す名称)というように表記することがある。例えば図15に示す如く、下腿部要素S8の膝関節J\_膝(J2)側の端部を「P\_下腿部」、足首関節J\_足首(J3)側の端部を「D\_下腿部」というように表記する。

$$F(P_{\text{足平部}}/LC) = m_{\text{足平部}} \times (ACC(BCO/LC) + U(G_{\text{足平部}}/LC)') - Frf(\text{脚体}/LC) \quad \dots \dots (21)$$

$$F(P_{\text{下腿部}}/LC) = m_{\text{下腿部}} \times (ACC(BCO/LC) + U(G_{\text{下腿部}}/LC)') - F(D_{\text{下腿部}}/LC) \quad \dots \dots (22)$$

$$F(P_{\text{大腿部}}/LC) = m_{\text{大腿部}} \times (ACC(BCO/LC) + U(G_{\text{大腿部}}/LC)') - F(D_{\text{大腿部}}/LC) \quad \dots \dots (23)$$

ここで、上記各式(21)～(23)中に現れる2つの $F(P_{\text{〇〇}}/BC)$ 、 $F(D_{\text{〇〇}}/BC)$ は、その〇〇で表される名称の剛体要素の端部が、それに接触する物体から受ける反力(脚平面PL上での2次元並進力ベクトル)を意味している。このため、作用・反作用の法則によって、 $F(D_{\text{下腿部}}/BC) = -F(P_{\text{足平部}}/BC)$ 、 $F(D_{\text{大腿部}}/BC) = -F(P_{\text{下腿部}}/BC)$ である。なお、足平部要素S9に係わる式(21)においては、該足平部要素S9の、腰部要素S4から遠い側の端部は、床反力作用点COPとみなされ、その端部(床反力作用点COP)に床から作用する反力として、前記脚平面投影手段59で求められた床反力ベクトル $Frf(\text{脚体}/LC)$ が用いられる。

[0144] また、 $U(G_{\text{足平部}}/LC)''$ 、 $U(G_{\text{下腿部}}/LC)''$ 、 $U(G_{\text{大腿部}}/LC)''$ は、それぞれ、前記2次元脚姿勢・要素重心位置算出手段52で先に算出された脚座標系LCで

の重心G\_足平部、G\_下腿部、G\_大腿部の位置ベクトル(より正確には、該位置ベクトルのX座標成分及びZ座標成分の組)の2階微分値、すなわち、脚平面PL上で見た重心G\_足平部、G\_下腿部、G\_大腿部の、脚座標系LCの原点に対する相対加速度(2次元ベクトル)を意味している。この場合、脚座標系LCの原点(股関節J1の中心)の脚平面PL上での加速度ベクトルは、身体座標系BCの原点の加速度ベクトルACC(BCO/LC)とほぼ同一であるので、この加速度ベクトルACC(BCO/LC)に、 $U(G_{\text{足平部}}/LC)''$ 、 $U(G_{\text{下腿部}}/LC)''$ 、 $U(G_{\text{大腿部}}/LC)''$ を加算したものが、脚平面PL上での重心G\_足平部、G\_下腿部、G\_大腿部の実際の加速度ベクトルを示すものとなる。

[0145] なお、図15には代表的に、下腿部要素S8に関する式(22)のパラメータの関係を例示している。

[0146] 従って、脚平面投影手段59で求めた床反力ベクトルFr<sub>f</sub>(脚体/LC)および加速度ベクトルACC(BCO/LC)と、前記2次元脚姿勢・要素重心位置算出手段52で求めた足平部要素S9の重心の位置ベクトルU(G\_足平部/LC)の時系列データから得られる相対加速度ベクトルU(G\_足平部/LC)''と、足平部要素S9の重量m\_足平部とから式(21)の右辺の演算により、F(P\_足平部/LC)、すなわち、足首関節J\_足首に作用する並進力(脚平面PL上での2次元ベクトル)が求められる。また、その求めたF(P\_足平部/LC)(=-F(D\_下腿部/LC))と、脚平面投影手段59で求めた加速度ベクトルACC(BCO/LC)と、2次元脚姿勢・要素重心位置算出手段52で求めた下腿部要素S8の重心の位置ベクトルU(G\_下腿部/LC)の時系列データから得られる相対加速度ベクトルU(G\_下腿部/LC)''と、下腿部要素S8の重量m\_下腿部とから式(22)の右辺の演算によりF(P\_下腿部/LC)、すなわち、膝関節J\_膝に作用する並進力(脚平面PL上での2次元ベクトル)が求められる。同様に、その求めたF(P\_下腿部/LC)(=-F(D\_大腿部/LC))等を用いて、式(23)の右辺の演算によりF(P\_大腿部/LC)、すなわち、股関節J\_股に作用する並進力(脚平面PL上での2次元ベクトル)が求められる。このように、関節要素J\_足首、J\_膝、J\_股に作用する反力ベクトル(並進力ベクトル)が上記(21)～(23)の運動方程式に基づいて順番に算出される。

[0147] 次に、足平部要素S9、下腿部要素S8、大腿部要素S7のそれぞれの回転運動(それぞれの重心を通って脚平面PLに垂直な軸回りの回転運動)の運動方程式は次の式(24)～(26)により与えられる。

$$\begin{aligned}
 [0148] \quad M(P_{\text{足平部}}) &= I_{\text{足平部}} \times (\omega_{\text{足平部}}' + \omega_{\text{BCO/LC}} y') \\
 &\quad - \{(U_{\text{COP/LC}}) - U_{\text{G足平部/LC}}\} \times F_{\text{rf}}(\text{脚体/LC}) y \\
 &\quad - \{(U_{\text{P足平部/LC}}) - U_{\text{G足平部/LC}}\} \\
 &\quad \times F(P_{\text{足平部/LC}}) y \quad \dots \dots (24)
 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
 M(P_{\text{下腿部}}) &= I_{\text{下腿部}} \times (\omega_{\text{下腿部}}' + \omega_{\text{BCO/LC}} y') \\
 &\quad - \{(U_{\text{D下腿部/LC}}) - U_{\text{G下腿部/LC}}\} \times F(D_{\text{下腿部/LC}}) y \\
 &\quad - \{(U_{\text{P下腿部/LC}}) - U_{\text{G下腿部/LC}}\} \\
 &\quad \times F(P_{\text{下腿部/LC}}) y \\
 &\quad - M(D_{\text{下腿部}}) \quad \dots \dots (25)
 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
 M(P_{\text{大腿部}}) &= I_{\text{大腿部}} \times (\omega_{\text{大腿部}}' + \omega_{\text{BCO/LC}} y') \\
 &\quad - \{(U_{\text{D大腿部/LC}}) - U_{\text{G大腿部/LC}}\} \times F(D_{\text{大腿部/LC}}) y \\
 &\quad - \{(U_{\text{P大腿部/LC}}) - U_{\text{G大腿部/LC}}\} \\
 &\quad \times F(P_{\text{大腿部/LC}}) y \\
 &\quad - M(D_{\text{大腿部}}) \quad \dots \dots (26)
 \end{aligned}$$

ここで、上記各式(24)～(26)中に現れる $M(P_{\bigcirc\bigcirc})$ 、 $M(D_{\bigcirc\bigcirc})$ は、その $\bigcirc$ で表される名称の剛体要素の端部が、それぞれに接触する物体から受ける反力モーメント(脚平面PLに垂直な軸回り(脚座標系LCのY軸に平行な軸回り)のモーメント)を意味している(図15参照)。このため、作用・反作用の法則によって、 $M(D_{\text{下腿部}}) = -M(P_{\text{足平部}})$ 、 $M(D_{\text{大腿部}}) = -M(P_{\text{下腿部}})$ である。また、 $I_{\text{足平部}}$ 、 $I_{\text{下腿部}}$ 、 $I_{\text{大腿部}}$ は、それぞれ人剛体リンクモデルS1の足平部要素S9、下腿部要素S8、大腿部要素S7のそれぞれの重心回りの慣性モーメント(詳しくは補助装具1の慣性モーメントを含まない慣性モーメント)であり、これは、人剛体リンクモデルS1の各剛体要素の重量などと同様、あらかじめ実測データ等に基づいて決定されて演算処理装置23のメモリに記憶保持されている。また、 $\omega_{\text{足平部}}'$ 、 $\omega_{\text{下腿部}}'$ 、 $\omega_{\text{大腿部}}'$ はそれぞれ、足平部要素S9、下腿部要素S8、大腿部要素S7の、脚

座標系LCから見た相対角速度  $\omega$  (足平部)、 $\omega$  (下腿部)、 $\omega$  (大腿部)(脚平面PLに垂直な軸回りの相対角速度)の1階微分値、すなわち、相対角加速度を意味し、これらはそれぞれ、次式(26a)～(26c)の如く、前記2次元脚姿勢・要素重心位置算出手段52で求めた足平部要素S9、下腿部要素S8、大腿部要素S7の傾斜角  $\theta$  \_足平部、 $\theta$  \_下腿部、 $\theta$  \_大腿部の2階微分値として与えられる。

[0149]  $\omega(\text{足平部})' = \theta_{\text{足平部}}'' \quad \dots \dots \quad (26a)$

$\omega(\text{下腿部})' = \theta_{\text{下腿部}}'' \quad \dots \dots \quad (26b)$

$\omega(\text{大腿部})' = \theta_{\text{大腿部}}'' \quad \dots \dots \quad (26c)$

そして、 $\omega(\text{BCO/LC})y'$  は、前記脚平面投影手段59で求めた身体座標系BCの原点BCOの実際の角速度  $\omega(\text{BCO/LC})y$  の1階微分値であり、この1階微分値  $\omega(\text{BCO/LC})y'$  に  $\omega(\text{足平部})'$ 、 $\omega(\text{下腿部})'$ 、 $\omega(\text{大腿部})'$  をそれぞれ加算したものが、それぞれ足平部要素S9、下腿部要素S8、大腿部要素S7の実際の角加速度(脚平面PLに垂直な軸回りの角加速度)を表すものとなる。

[0150] なお、図15には代表的に、下腿部要素S8に関する式(25)のパラメータの関係を例示している。

[0151] 関節モーメント算出手段60では、最終的に上記式(24)～(26)により、関節モーメントM(P\_足平部)、M(P\_下腿部)、M(P\_大腿部)が順次求められる。すなわち、前記脚平面投影手段59で求めた床反力ベクトルFr<sub>f</sub>(脚体/LC)およびU(COP/LC)と、該脚平面投影手段59で求めた角速度  $\omega(\text{BCO/LC})y$  の時系列データから把握される角加速度  $\omega(\text{BCO/LC})y'$  と、前記2次元脚姿勢・要素重心位置算出手段52で求めた傾斜角  $\theta$  \_足平部の時系列データから把握される相対角加速度  $\omega(\text{足平部})'$  ( $= \theta_{\text{足平部}}''$ )と、該2次元脚姿勢・要素重心位置算出手段52で求めた位置ベクトルU(G\_足平部/LC)およびU(P\_足平部/LC)(=U(J\_足首/LC)(より正確には、これらの位置ベクトルのX座標成分及びZ座標成分の組)と、前記式(21)により先に求めた反力F(P\_足平部/LC)と、あらかじめ設定された慣性モーメントI\_足平部とから、前記式(24)の右辺の演算により、関節モーメントM(P\_足平部)、すなわち、足首関節J3に作用する、脚平面PLに垂直な軸回りのモーメントが求められる。

[0152] また、この求めた関節モーメントM(P\_足平部)(= -M(D\_下腿部))と、前記式(2

1), (22)により先に求めた反力 $F(P_{\text{足平部/LC}}) (= -F(D_{\text{下腿部/LC}}))$ および $F(P_{\text{下腿部/LC}})$ と、脚平面投影手段59で求めた角速度 $\omega_{(BCO/LC)y}$ の時系列データから把握される角加速度 $\omega_{(BCO/LC)y'}$ と、前記2次元脚姿勢・要素重心位置算出手段52で求めた傾斜角 $\theta_{\text{下腿部}}$ の時系列データから把握される相対角加速度 $\omega_{(\text{下腿部})'} (= \theta_{\text{下腿部}}'')$ と、該2次元脚姿勢・要素重心位置算出手段52で求めた位置ベクトル $U(G_{\text{下腿部/LC}})$ 、 $U(P_{\text{下腿部/LC}}) (= U(J_{\text{膝/LC}}))$ 、および $U(D_{\text{下腿部/LC}}) (= U(J_{\text{足首/LC}}))$ (より正確には、これらの位置ベクトルのX座標成分及びZ座標成分の組)と、あらかじめ設定された慣性モーメント $I_{\text{下腿部}}$ とから、前記式(25)の右辺の演算により、関節モーメント $M(P_{\text{下腿部}})$ 、すなわち、膝関節J2に作用する、脚平面PLに垂直な軸回りのモーメントが求められる。同様に、その求めた $M(P_{\text{下腿部}}) (= -M(D_{\text{大腿部}}))$ 等を用いて、式(25)の右辺の演算により $M(P_{\text{大腿部}})$ 、すなわち、股関節J1に作用する、脚平面PLに垂直な軸回りのモーメントが求められる。

[0153] なお、本実施形態では、各脚体部S2の各剛体要素の慣性モーメント $I_{\text{足平部}}$ 、 $I_{\text{下腿部}}$ 、 $I_{\text{大腿部}}$ を考慮したが、これらは一般的には、十分に0に近い値である。このため、式(23)～(25)の演算では、慣性モーメント $I_{\text{足平部}}$ 、 $I_{\text{下腿部}}$ 、 $I_{\text{大腿部}}$ を含む項を省略してもよい。この場合には、足平部要素S9、下腿部要素S8および大腿部要素S7の角速度や角加速度を把握する必要はない。

[0154] 以上のように、関節モーメント算出手段60の演算処理では、人Aの各脚体2の足首関節、膝関節、および股関節の、脚平面PLに垂直な軸回りの関節モーメント $M(P_{\text{足平部}})$ 、 $M(P_{\text{下腿部}})$ 、 $M(P_{\text{大腿部}})$ が足首関節側から順番に算出される。これらの関節モーメント $M(P_{\text{足平部}})$ 、 $M(P_{\text{下腿部}})$ 、 $M(P_{\text{大腿部}})$ は、補助装具1を装着した人Aが現に行っている運動とほぼ同じ運動を、補助装具1を装着していない状態で(人Aが自力で)行った場合に、各脚体の足首関節、膝関節、股関節に発生すべきモーメントである。

[0155] 次に、装具側関節モーメント推定手段42の演算処理を説明する。装具側関節モーメント推定手段42の演算処理は、人側関節モーメント推定手段41の演算処理と並行して、演算処理装置23の処理周期毎に逐次実行され、その演算処理の基本的手法

は、人側関節モーメント推定手段42の演算処理と同じである。従って、以下の説明では、人側関節モーメント推定手段42の演算処理と相違する点を主体として説明する。なお、以降、装具側関節モーメント推定手段42の演算処理の説明が終了するまでは、剛体要素は特に断らない限り、装具剛体リンクモデルS1'の剛体要素を意味するものとする。

[0156] 装具側関節モーメント推定手段42の演算処理では、前記人側関節モーメント推定手段41の2次元脚姿勢・要素重心位置算出手段52による演算処理が実行された後、まず、2次元要素重心位置算出手段61による演算処理が実行され、装具剛体リンクモデルS1'の剛体要素(脚体部S2の剛体要素)の重心の、脚座標系LCにおける位置ベクトルなどが求められる。

[0157] より具体的には、大腿部要素S7、下腿部要素S8、足平部要素S9のそれぞれの重心G\_大腿部装具(G7)、G\_下腿部装具(G8)、G\_足平部装具(G9)のそれぞれの位置ベクトルU(G\_大腿部装具/LC)、U(G\_下腿部装具/LC)、U(G\_足平部装具/LC)がそれぞれ次式(27a)～(27c)により算出される。

$$U(G_{\text{大腿部装具}}/LC) = U(J_{\text{膝}}/LC) + R(C_{\text{大腿部}} \rightarrow LC) \times U(G_{\text{大腿部装具}}/C_{\text{大腿部}}) \cdots (27a)$$

$$U(G_{\text{下腿部装具}}/LC) = U(J_{\text{足首}}/LC) + R(C_{\text{下腿部}} \rightarrow LC) \times U(G_{\text{下腿部装具}}/C_{\text{下腿部}}) \cdots (27b)$$

$$U(G_{\text{足平部装具}}/LC) = U(J_{\text{MP}}/LC) + R(C_{\text{足平部}} \rightarrow LC) \times U(G_{\text{足平部装具}}/C_{\text{足平部}}) \cdots (27c)$$

ここで、式(27a)～(27c)の変換テンソルR(C\_大腿部→LC)、R(C\_下腿部→LC)、R(C\_足平部→LC)、並びに位置ベクトルU(J\_膝/LC)、U(J\_足首/LC)、U(J\_MP/LC)は、それぞれ人側関節モーメント推定手段41の2次元脚姿勢・要素重心位置算出手段52で求められたものである。また、U(G\_大腿部装具/C\_大腿部)、U(G\_下腿部装具/C\_下腿部)、U(G\_足平部装具/C\_足平部)は、各剛体要素の要素座標系で表された該剛体要素の重心の位置ベクトルであり、あらかじめ演算処理装置23のメモリに記憶保持されている。

[0159] 上記式(27a)～(27c)により求められる位置ベクトルU(G\_大腿部装具/LC)、U(

G\_下腿部装具/LC), U(G\_足平部装具/LC)のX座標成分及びZ座標系分の組が脚平面PL上での2次元的位置を表している。

[0160] また、2次元要素重心位置算出手段61の演算処理では、各足平部要素S9の支持部S9a, S9b(前記図5を参照)の、脚座標系LCでの位置ベクトルも算出される。ここで、各足平部要素S9の支持部S9b, S9cのうちの前側の支持部S9bを前支持部、後側の支持部S9bを後支持部と称し、それぞれの位置ベクトル(脚座標系LCでの位置ベクトル)をU(前支持部/LC)、U(後支持部/LC)とすると、U(前支持部/LC)、U(後支持部/LC)は、それぞれ、上記式(27a)の右辺のU(G\_足平部装具/C\_足平部)を、U(前支持部/C\_足平部)、U(後支持部/C\_足平部)で置き換えた式によって算出される。U(前支持部/C\_足平部)、U(後支持部/C\_足平部)は、それぞれ各足平部要素S9の要素座標系C\_足平部(C9)での前支持部S9a、後支持部S9bの位置ベクトルであり、あらかじめ演算処理装置23のメモリに記憶保持されている。

[0161] 次いで、装具側関節モーメント推定手段42は、3次元要素重心位置算出手段62の演算処理を実行し、装具剛体リンクモデルS1'の各剛体要素の重心の身体座標系BCでの位置ベクトルを求める。この演算処理は、人側関節モーメント推定手段41の3次元関節・要素重心位置算出手段53で人剛体リンクモデルS1の各剛体要素の重心の3次元的な位置ベクトルを求める場合と同様に実行される。すなわち、大腿部要素S7、下腿部要素S8、足平部要素S9のそれぞれの重心の身体座標系BCでの位置ベクトルU(G\_大腿部装具/BC), U(G\_下腿部装具/BC), U(G\_足平部装具/BC)は、それぞれ前記式(4b)の右辺のU(J\_左膝/LC)を2次元要素重心位置算出手段61で先に算出した重心の位置ベクトルU(G\_大腿部装具/LC)、U(G\_下腿部装具/LC)、U(G\_足平部装具/LC)で置き換えた式を演算することで求められる。なお、G\_大腿部装具, G\_下腿部装具, G\_足平部装具の身体座標系BCでの位置ベクトルの算出は、各脚体部S2毎に各別に行われる。

[0162] また、腰部要素S4の重心G4の位置ベクトルU(G\_腰部装具/BC)は、前記式(6)の右辺のU(G\_腰部/C\_腰部)を、あらかじめ記憶保持された腰部座標系C\_腰部での重心G\_腰部装具の位置ベクトルU(G\_腰部装具/C\_腰部)で置き換えた式により算出される。なお、本実施形態では、C\_腰部は身体座標系BCに等しいの

で、実際上は、 $U(G_{\text{腰部装具}}/C_{\text{腰部}})$ がそのまま $U(G_{\text{腰部}}/BC)$ として得られる。

[0163] さらに、腹部要素S5、胸部要素S6のそれぞれの重心G5, G6の身体座標系BCでの位置ベクトル $U(G_{\text{腹部装具}}/BC)$ ,  $U(G_{\text{胸部装具}}/BC)$ は、それぞれ、前記式(7), (8)の右辺の $U(G_{\text{腹部}}/C_{\text{腹部}})$ 、 $U(G_{\text{胸部}}/C_{\text{胸部}})$ をそれぞれ $U(G_{\text{腹部装具}}/C_{\text{腹部}})$ 、 $U(G_{\text{胸部装具}}/C_{\text{胸部}})$ (これらはあらかじめ演算処理装置23に記憶保持されている)に置き換えた式によって算出される。

[0164] なお、本実施形態では、装具剛体リンクモデルS1'の腹部要素S5および胸部要素S6の重量は十分に小さいので、これらの要素は装具剛体リンクモデルS1'の全体重心にほとんど影響を及ぼさない。従って、位置ベクトル $U(G_{\text{腹部装具}}/BC)$ ,  $U(G_{\text{胸部装具}}/BC)$ の算出は省略してもよい。

[0165] また、3次元要素重心位置算出手段62の演算処理では、各足平部要素S9の前支持部S9aおよび後支持部S9bの、身体座標系BCでの位置ベクトル $U(\text{前支持部}/BC)$ 、 $U(\text{後支持部}/BC)$ も各脚部S2毎に算出される。これらの位置ベクトル $U(\text{前支持部}/BC)$ 、 $U(\text{後支持部}/BC)$ は、それぞれ前記式(4b)の右辺の $U(J_{\text{左膝}}/LC)$ を2次元要素重心位置算出手段61で先に算出した各足平部要素S9の前支持部S9a、後支持部S9bの位置ベクトル $U(\text{前支持部}/LC)$ 、 $U(\text{後支持部}/LC)$ で置き換えた式を演算することで求められる。

[0166] 次いで、装具側関節モーメント推定手段42は、全体重心位置算出手段63の演算処理を実行する。この全体重心位置算出手段63の演算処理では、3次元要素重心位置算出手段62によって求められた各剛体要素の重心位置(身体座標系BCでの位置ベクトル)と、あらかじめ演算処理装置23に記憶保持された装具剛体リンクモデルS1'の各剛体要素の重量とから、次式(28)によって、装具剛体リンクモデルS1'の全体重心(補助装具1の全体重心。以下、 $G_{\text{装具全体}}$ と表記することがある)の身体座標系BCでの位置ベクトル $U(G_{\text{装具全体}}/BC)$ が求められる。

[0167] 
$$U(G_{\text{装具全体}}/BC) = \{U(G_{\text{胸部装具}}/BC) \times m_{\text{胸部装具}} + U(G_{\text{腹部装具}}/BC) \times m_{\text{腹部装具}} + U(G_{\text{腰部装具}}/BC) \times m_{\text{腰部装具}}\}$$

$$\begin{aligned}
 & + U(G\_右大腿部装具/BC) \times m\_右大腿部装具 \\
 & + U(G\_左大腿部装具/BC) \times m\_左大腿部装具 \\
 & + U(G\_右下腿部装具/BC) \times m\_右下腿部装具 \\
 & + U(G\_左下腿部装具/BC) \times m\_左下腿部装具 \\
 & + U(G\_右足平部装具/BC) \times m\_右足平部装具 \\
 & + U(G\_左足平部装具/BC) \times m\_左足平部装具 \} / \text{装具全体重量} \\
 & \quad \cdots \cdots (28)
 \end{aligned}$$

なお、 $m\_胸部装具$ など、「 $m\_○○装具$ 」は○○の名称に対応する装具剛体リンクモデルS1'の剛体要素の重量であり、これらの重量は補助装具1単体での重量である(人Aの重量は含まれない)。また、本実施形態では、 $m\_胸部装具 \approx 0$ 、 $m\_腹部装具 \approx 0$ なのでこれらを含む項は省略してもよい。

[0168] 次に、装具側関節モーメント推定手段42は、床反力推定手段64および床反力作用点推定手段65の算出処理を実行する。床反力推定手段64の演算処理では、人側関節モーメント推定手段41の床反力推定手段57と同様の手法によって、補助装具1に作用する床反力ベクトル(身体座標系BCで見た床反力ベクトル)が推定される。

[0169] すなわち、まず、人側関節モーメント推定手段41の床反力推定手段57と同様に、接地センサ32, 33の検出出力に基づき、人Aの单脚支持状態であるか両脚支持状態であるかが判断される。図16は、单脚支持状態における補助装具1(矢状面で見た補助装具1)の脚体部の例を装具剛体リンクモデルS1'で模式化して示している。また、図17(a), (b)は、それぞれ矢状面、前額面で見た、両脚支持状態の補助装具1の脚体部の例を装具剛体リンクモデルS1'で模式化して示している。なお、以下の説明では、補助装具1の右脚体部、左脚体部に作用する床反力ベクトル(身体座標系BCの座標成分値で表されるベクトル)をそれぞれ $Fr_f$ (右脚体装具/BC)、 $Fr_f$ (左脚体装具/BC)で表す。また、左右を区別する必要が無いときは、 $Fr_f$ (脚体装具/BC)で表す。

[0170] そして、図16のように单脚支持状態であるときには、前記式(13)と同様の下記の運動方程式(29)によって、補助装具1の着地側の脚体部S2(ここでは例えれば右側

脚体部であるとする)に作用する床反力ベクトル $Fr_f$ (右脚体部装具/BC)が算出される。

[0171]  $Fr_f$ (右脚体装具/BC)=

$$装具全体重量 \times (ACC(BCO/BC) + U(G\_装具全体/BC)''') \dots\dots (29)$$

ここで、 $U(G\_装具全体/BC)'''$ は、前記全体重心位置算出手段63で逐次算出される位置ベクトル $U(G\_装具全体/BC)$ の2階微分値であり、 $U(G\_装具全体/BC)$ の時系列データから算出される。また、式(29)の $ACC(BCO/BC)$ は、人側関節モーメント推定手段41の身体座標系加速度・角速度算出手段54で算出した身体座標系BCの原点BCOの加速度ベクトルである。人Aの左側脚体が着地している場合でも、单脚支持状態では同様に、式(29)の右辺の演算によって、床反力ベクトル $Fr_f$ (左脚体装具/BC)が算出される。なお、補助装具1の、着地していない脚体側の脚体部に作用する床反力ベクトル $Fr_f$ (脚体装具/BC)は0である。

[0172] また、図17(a), (b)に示すように、両脚支持状態であるときには、補助装具1に作用する床反力ベクトル $Fr_f$ (右脚体装具/BC)および $Fr_f$ (左脚体装具/BC)が前記式(14)～(18)と同様の下記の5つの関係式(30)～(34)を基に算出される。

[0173]  $Fr_f$ (右脚体装具/BC) +  $Fr_f$ (左脚体装具/BC)

$$= 装具全体重量 \times (ACC(BCO/BC) + U(G\_装具全体/BC)''') \dots\dots (30)$$

$$\begin{aligned} Fr_f(\text{右脚体装具/BC})_x &: Fr_f(\text{右脚体装具/BC})_z \\ &= U(G\_装具全体/BC)_x - U(J\_右足首/BC)_x \\ &\quad : U(G\_装具全体/BC)_z - U(J\_右足首/BC)_z \dots\dots (31) \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} Fr_f(\text{左脚体装具/BC})_x &: Fr_f(\text{左脚体装具/BC})_z \\ &= U(G\_装具全体/BC)_x - U(J\_左足首/BC)_x \\ &\quad : U(G\_装具全体/BC)_z - U(J\_左足首/BC)_z \dots\dots (32) \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} Fr_f(\text{右脚体装具/BC})_y &: Fr_f(\text{右脚体装具/BC})_z \\ &= U(G\_装具全体/BC)_y - U(J\_右足首/BC)_y \\ &\quad : U(G\_装具全体/BC)_z - U(J\_右足首/BC)_z \dots\dots (33) \end{aligned}$$

$$Fr_f(\text{左脚体装具/BC})_y : Fr_f(\text{左脚体装具/BC})_z$$

$$\begin{aligned}
 &= \text{ACC}(\text{G\_装具全体/BC})y - \text{U}(\text{J\_左足首/BC})y \\
 &\quad : \text{U}(\text{G\_装具全体/BC})z - \text{U}(\text{J\_左足首/BC})z \quad \dots \dots \quad (34)
 \end{aligned}$$

これらの式(30)～(34)のうち、式(30)は、補助装具1の全体重心G\_装具全体の、身体座標系BCでの並進運動に関する運動方程式を表しており、その式(30)の右辺は、式(20)の右辺と同じである。また、式(31)～(34)は、図17(a), (b)に示すように、床反力ベクトルFr<sub>f</sub>(右脚体装具/BC)および床反力ベクトルFr<sub>f</sub>(左脚体装具/BC)がそれぞれ右側足首関節J1、左側足首関節J1からG\_装具全体に向かうベクトルであると仮定して得られる幾何学的関係式である。この場合、式(31), (32)は矢状面(身体座標系BCのXZ平面)で見た関係式であり、式(33), (34)は前額面(身体座標系BCのYZ)平面で見た関係式である。

[0174] 人側関節モーメント推定手段41の床反力推定手段57の演算処理の場合と同様、両脚支持状態での床反力ベクトルFr<sub>f</sub>(右脚体装具/BC), Fr<sub>f</sub>(左脚体装具/BC)を求める場合には、それらのベクトルの座標成分値を未知数として、前記式(30)～(34)により構成される連立方程式を解くことで、Fr<sub>f</sub>(右脚体装具/BC), Fr<sub>f</sub>(左脚体装具/BC)が算出される。なお、この演算に必要なU(G\_装具全体/BC)は、前記全体重心位置算出手段63で求めたものが使用され、U(J\_右足首/BC)およびU(J\_左足首/BC)は、人側関節モーメント推定手段41の3次元関節・要素重心位置算出手段53で求められたものが使用される。また、Fr<sub>f</sub>(右脚体装具/BC), Fr<sub>f</sub>(左脚体装具/BC)のZ軸成分は、矢状面に関する式(31), (32)、あるいは前額面に関する式(33), (34)のいずれを用いても求めることが可能である。

[0175] なお、本実施形態では、床反力ベクトルFr<sub>f</sub>(右脚体装具/BC)および床反力ベクトルFr<sub>f</sub>(左脚体装具/BC)がそれぞれ右側脚体の足首関節J1、左側脚体の足首関節J1からG\_装具全体に向かうベクトルであると仮定した式(31)～(34)を用いたが、式(31)～(34)のU(J\_右足首/BC), U(J\_左足首/BC)の代わりに、各足首関節J1のある近傍点の位置(身体座標系BCでの位置)、あるいは、後述する如く求められる補助装具1の各脚体部の床反力作用点の位置(身体座標系BCでの位置)を用いるようにしてもよい。

[0176] 上記の如く床反力推定手段64で求められる床反力ベクトルFr<sub>f</sub>(右脚体装具/BC),

$Fr_f$ (左脚体装具/BC)は、補助装具1自身の重量のみ考慮されているので、現在行われている人Aの脚体の運動と同じような運動を補助装具1が単独で自立的に運動しているとした場合に、該補助装具1の自重によって該補助装具1に作用する床反力ベクトルを意味するものとなる。なお、補助装具1が単独で運動するために必要な床反力ベクトルは、前記式(29)又は(30)を満たす必要があるが、両脚支持状態では式(31)～(34)以外の関係式を用いて推定するようにすることも可能である。

[0177] 床反力作用点推定手段64の演算処理では、人側関節モーメント推定手段41の床反力作用点推定手段58と同様の手法によって、補助装具1に作用する床反力ベクトル $Fr_f$ (右脚体装具/BC),  $Fr_f$ (左脚体装具/BC)の作用点が推定される。

[0178] この場合、前記絶対座標系ICでの、装具全体重心と、着地している各脚体側の足平部要素S9の前支持部S9aと後支持部S9bとの水平面内での位置関係に基づいて、床反力ベクトル $Fr_f$ (右脚体装具/BC),  $Fr_f$ (左脚体装具/BC)の作用点が推定される。

[0179] より具体的には、まず、前記人側関節モーメント推定手段41の床反力作用点推定手段58で求められた前記変換テンソル $R(BC \rightarrow IC)$ を用いて、前記全体重心位置算出手段63で先に求めた装具全体重心の位置ベクトル $U(G_{\text{装具全体}}/BC)$ と、前記3次元要素重心位置算出手段62で先に求めた各足平部要素S9の前支持部S9aおよび後支持部S9bのそれぞれの位置ベクトル $U(\text{前支持部}/BC)$ ,  $U(\text{後支持部}/BC)$ とにそれぞれ上記変換テンソル $R(BC \rightarrow IC)$ を乗算することにより、装具全体重心、各足平部要素S9の前支持部S9aおよび後支持部S9bの絶対座標系ICで見た位置ベクトル $U(G_{\text{装具全体}}/IC)$ ,  $U(\text{前支持部}/IC)$ ,  $U(\text{後支持部}/IC)$ が算出される。なお、このとき、接地センサ32, 33の検出出力により接地無しと判断される脚体に関しては、位置ベクトル $U(\text{前支持部}/BC)$ ,  $U(\text{後支持部}/BC)$ を算出する必要はない。

[0180] 次いで、接地センサ32, 33の検出出力により接地有りと判断される各脚体毎に、位置ベクトル $U(G_{\text{装具全体}}/IC)$ ,  $U(\text{前支持部}/IC)$ ,  $U(\text{後支持部}/IC)$ のX軸方向成分 $U(G_{\text{装具全体}}/IC)_x$ ,  $U(\text{前支持部}/IC)_x$ ,  $U(\text{後支持部}/IC)_x$ の大小関係に応じて、換言すれば、装具全体重心、足平部要素S9の前支持部S9aおよび後支持部S9bの前後方向での相対的な水平位置関係に応じて、床反力作用点の位置ベクトル

(絶対座標系ICでの位置ベクトル)U(装具COP/IC)のX軸成分およびY軸成分が決定される。

[0181] より具体的に図18(a)～(c)および図19を参照して説明する。なお、以下の説明では、左側脚体が着地しているとする。図18(a)～(c)は矢状面で見た補助装具1の左側脚体部が接地している状態(これらの図では单脚支持状態)を例示しており、図19は図18(b)の状態での補助装具1の接地側の足平部を平面視で見た図を示している。なお、図18及び図19では補助装具1の脚体部を人剛体リンクモデルS1'で模式化して示している。

[0182] 図18(a)に示すように、装具全体重心G\_装具全体が着地側の左足平部S9の前支持部S9aよりも前方に存在する場合、すなわち、 $U(G_{\text{装具全体}}/\text{IC})_x > U(\text{左前支持部}/\text{IC})_x$ である場合には、床反力作用点COPは、その左足平部S9の前支持部S9a(足平部S9のつま先部分)のほぼ直下の位置に存在する。そこで、この場合には、接地している左足平部S9に対応する床反力作用点COPの位置ベクトルU(左装具COP/IC)のX, Y軸成分はそれぞれ左足平部S9の前支持部S9aの位置ベクトルU(左前支持部/IC)のX, Y軸成分に等しいとする。すなわち、 $U(\text{左装具COP}/\text{IC})_x = U(\text{左前支持部}/\text{IC})_x$ 、 $U(\text{左装具COP}/\text{IC})_y = U(\text{左前支持部}/\text{IC})_y$ とする。

[0183] また、図18(c)に示す如く、装具全体重心G\_装具全体が着地側の左足平部S9の後支持部S9bよりも後方に存在する場合、すなわち、 $U(G_{\text{装具全体}}/\text{IC})_x < U(\text{左後支持部}/\text{IC})_x$ である場合には、床反力作用点COPは、その左足平部S9の後支持部S9b(足平部S9の踵部分)のほぼ直下の位置に存在する。そこで、この場合には、接地している左足平部S9に対応する床反力作用点COPの位置ベクトルU(左装具COP/IC)のX, Y軸成分はそれぞれ左足平部S9の後支持部S9bの位置ベクトルU(左後支持部/IC)のX, Y軸成分に等しいとする。すなわち、 $U(\text{左装具COP}/\text{IC})_x = U(\text{左後支持部}/\text{IC})_x$ 、 $U(\text{左装具COP}/\text{IC})_y = U(\text{左後支持部}/\text{IC})_y$ とする。

[0184] また、図18(b)に示すように、装具全体重心G\_装具全体が前後方向で左足平部S9の前支持部S9aと後支持部S9bとの間に存在する場合、すなわち、 $U(\text{左前支持部}/\text{IC})_x \leq U(G_{\text{装具全体}}/\text{IC})_x \leq U(\text{左後支持部}/\text{IC})_x$ である場合には、床反力作用点COPは、図示の矢状面上では、装具全体重心G\_装具全体のほぼ真下に存在

する。そこで、この場合には、接地している左足平部S9に対応する床反力作用点COPの位置ベクトルU(左装具COP/IC)のX軸成分は、装具全体重心G\_装具全体のX軸成分に等しいとする。すなわち、 $U(\text{左装具COP/IC})_x = U(G_{\text{装具全体}}/IC)_x$ とする。そして、床反力作用点COPの位置は、概ね、左足平部S9の前支持部S9aと後支持部S9bとを結ぶ線分を床面に投影した線分上に存在すると考えられる。そこで、床反力作用点COPの位置ベクトルU(左装具COP/IC)のY軸成分は、図19に示す如く、左足平部S9の前支持部S9aと後支持部S9bとを結ぶ線分上で、装具全体重心G\_装具全体とX軸成分(絶対座標系ICでのX軸成分)の値が同じになるような点QのY軸成分と等しいとする。このような位置ベクトルU(左装具COP/IC)のY軸成分の値は、次式(35)に比例関係式に基づいて求められる。

[0185] 
$$\begin{aligned} U(\text{左装具COP/IC})_x - U(\text{左後支持部/IC})_x : U(\text{左前支持部/IC})_x - U(\text{左後支持部/IC})_x \\ = U(\text{左装具COP/IC})_y - U(\text{左後支持部/IC})_y \\ : U(\text{左前支持部/IC})_y - U(\text{左後支持部/IC})_y \end{aligned} \quad \dots \dots \dots (35)$$

また、床反力作用点の位置ベクトルU(左装具COP/IC)のZ軸成分は、前記人側関節モーメント推定手段41の床反力作用点推定手段58と同じく、左脚体部の足首関節J3から所定値H0(>0)だけ鉛直方向下方に離れた点のZ軸成分に等しいとする。すなわち、 $U(\text{左COP/IC})_z = U(J_{\text{左足首}}/IC)_z - H_0$ とする。ここで、本実施形態では、人剛体リンクモデルS1と装具剛体リンクモデルS1'上で各関節要素の位置は同じであるとしているので、所定値H0は、前記人側関節モーメント推定手段41の床反力作用点推定手段58で用いるものと同一である。

[0186] 本実施形態では、以上の如く、左側脚体が接地している場合に補助装具1の左側脚体部に作用する床反力ベクトルFr<sub>f</sub>の床反力作用点の位置ベクトルU(左COP装具/IC)が求められる。右側脚体が接地している場合についても同様である。この場合、両脚接地状態では、各脚体のそれぞれについて上記の如く床反力作用点の位置ベクトルが求められる。

[0187] なお、本実施形態では、床反力作用点の位置ベクトルU(COP装具/IC)のZ軸成分を求めるために用いる前記所定値H0を一定値としたが、接地センサ32, 33により、

足平部S9のつま先側のみが接地していることが検出された場合には、上記所定値H0の代わりに、その接地している足平部S9について、足首関節J3および前支持部S9aのそれぞれの位置ベクトルU(J\_足首/IC), U(前支持部/IC)のZ軸成分の差(U(J\_足首/IC)z-U(前支持部/IC)z)、すなわち、足首関節J3と前支持部S9aとの鉛直方向距離を使用するようにしてもよい。このようにすると、U(COP装具/IC)の精度を高めることができる。

[0188] 床反力作用点推定手段65の演算処理では、最後に、上記の如く接地している各脚体部について求めた床反力作用点の位置ベクトルU(COP装具/IC)に、変換テンソルR(IC→BC)を乗算することにより、補助装具1に係わる床反力作用点の位置ベクトルの身体座標系BCでの値U(COP装具/BC)が求められる。

[0189] 次に、装具側関節モーメント推定手段42は、脚平面投影手段66の演算処理を実行する。この処理では、床反力推定手段64で算出された床反力ベクトルFr<sub>f</sub>(右脚体装具/BC), Fr<sub>f</sub>(左脚体装具/BC)と、床反力作用点推定手段65で算出された床反力作用点COPの位置ベクトルU(装具COP/BC)とが前記変換テンソル作成手段51で作成された変換テンソルR(LC→BC)の転置である変換テンソルR(BC→LC)(=R(LC→BC)<sup>T</sup>)を用いて各脚体部S2毎に、それに対応する脚平面PLに投影される。

[0190] 具体的には、床反力ベクトルFr<sub>f</sub>(右脚体/BC), Fr<sub>f</sub>(左脚体/BC)に次式(36a)、(36b)の如く、それぞれ変換テンソルR(BC→右LC)、R(BC→左LC)を乗算することにより、各脚座標系LCから見た床反力ベクトルFr<sub>f</sub>(右脚体装具/右LC), Fr<sub>f</sub>(左脚体装具/右LC)が求められる。

[0191]  $Fr_f(\text{右脚体装具/右LC}) = R(\text{BC} \rightarrow \text{右LC}) \times Fr_f(\text{右脚体装具/BC}) \dots \dots \text{(36a)}$

[0192]  $Fr_f(\text{左脚体装具/左LC}) = R(\text{BC} \rightarrow \text{左LC}) \times Fr_f(\text{左脚体装具/BC}) \dots \dots \text{(36b)}$

さらに、着地している各脚体部S2に係わる床反力作用点COPの位置ベクトルU(COP/BC)に次式(36c)の如く、その着地している脚体部S2に対応する変換テンソルR(BC→LC)を乗算することにより、該脚体部S2に対応する脚座標系LCから見た床反力作用点COPの位置ベクトルU(装具COP/LC)が求められる。

[0193]  $U(\text{装具COP/LC}) = R(\text{BC} \rightarrow \text{LC}) \times U(\text{COP装具/BC}) \dots \dots \text{(36c)}$

なお、位置ベクトルU(装具COP/LC)は、人Aの单脚支持状態では着地側の脚体

部S2に対応するもののみが求められ、両脚支持状態では、左右のそれぞれの脚体部S2毎に求められる。

[0193] 補足すると、左右の各脚座標系LCで見た加速度ベクトルACC(BCO/LC)および角速度ベクトル $\omega$ (BCO/LC)は、人側関節モーメント推定手段41の脚平面投影手段59で前述したように求めるので(前記式(20a), (20b)を参照)、装具側関節モーメント推定手段42の脚平面投影手段59では、これらを求める必要はない。

[0194] 以下の関節モーメント算出手段67の説明では、加速度ベクトルACC(BCO/LC)、床反力ベクトルFr<sub>f</sub>(右脚体装具/右LC), Fr<sub>f</sub>(左脚体装具/左LC)および床反力作用点の位置ベクトルU(COP装具/LC)は、そのX座標成分およびZ座標成分の組から成る2次元ベクトルを意味するものとする。なお、角速度 $\omega$ については、脚平面PL上での値は $\omega$ (BCO/LC)<sub>y</sub>で表す。

[0195] 次に、装具側関節モーメント推定手段42は、関節モーメント算出手段67による演算処理を実行する。この関節モーメント算出手段67の演算処理では、人側関節モーメント推定手段41の関節モーメント算出手段67の演算処理と同様に、各脚体部S2の足平部要素S9、下腿部要素S8、大腿部要素S7のそれぞれの、以下に示す並進運動および回転運動に関する運動方程式に基づく逆動力学モデルの演算(各脚平面PL上で2次元的な演算)によって、関節要素J\_足首、J\_膝、J\_股の関節モーメントが順番に算出される。

[0196] この場合、並進運動に関する運動方程式は、次の式(37)～(39)により与えられ、回転運動に関する運動方程式は、次の式(40)～(42)により与えられる。なお、以下の運動方程式において、前記関節モーメント算出手段60の演算処理の場合と同様、装具剛体リンクモデルS1'の足平部要素S9、下腿部要素S8、および大腿部要素S7のそれぞれの剛体要素の両端のうち、腰部要素S4に近い側の一端部を「P\_○○装具」、遠い側の他端部「D\_○○装具」(○○は剛体要素を表す名称)というように表記する。例えば、下腿部要素S8の膝関節J\_膝(J2)側の端部を「P\_下腿部装具」、足首関節J\_足首(J3)側の端部を「D\_下腿部装具」というように表記する。また、F(P\_○○装具/BC)、F(D\_○○装具/BC)は、その○○で表される名称の剛体要素(装具剛体リンクモデルS1'の剛体要素)の端部が、それに接触する物体から受

ける反力(脚平面PL上での2次元並進力ベクトル)を意味する。同様に、M(P\_〇〇装具)、M(D\_〇〇装具)は、その〇〇で表される名称の剛体要素(装具剛体リンクモデルS1'の剛体要素)の端部が、それぞれに接触する物体から受ける反力モーメント(脚平面PLに垂直な軸回り(脚座標系LCのY軸に平行な軸回り)のモーメント)を意味する。

[0197]  $F(P_{\text{足平部装具}}/LC) = m_{\text{足平部装具}} \times (ACC(BCO/LC) + U(G_{\text{足平部装具}}/LC)'' - Frf(\text{脚体装具}/LC)) \quad \dots \dots (37)$

$F(P_{\text{下腿部装具}}/LC) = m_{\text{下腿部装具}} \times (ACC(BCO/LC) + U(G_{\text{下腿部装具}}/LC)'' - F(D_{\text{下腿部装具}}/LC)) \quad \dots \dots (38)$

$F(P_{\text{大腿部装具}}/LC) = m_{\text{大腿部装具}} \times (ACC(BCO/LC) + U(G_{\text{大腿部装具}}/LC)'' - F(D_{\text{大腿部装具}}/LC)) \quad \dots \dots (39)$

$$\begin{aligned} M(P_{\text{足平部装具}}) = & I_{\text{足平部装具}} \times (\omega_{\text{足平部}}' + \omega_{(BCO/LC)y'}) \\ & - \{(U(\text{装具COP}/LC) - U(G_{\text{足平部装具}}/LC)) \times Frf(\text{脚体装具}/LC)\}_y \\ & - \{(U(P_{\text{足平部}}/LC) - U(G_{\text{足平部装具}}/LC)) \\ & \times F(P_{\text{足平部装具}}/LC)\}_y \end{aligned} \quad \dots \dots (40)$$

$$\begin{aligned} M(P_{\text{下腿部装具}}) = & I_{\text{下腿部装具}} \times (\omega_{\text{下腿部}}' + \omega_{(BCO/LC)y'}) \\ & - \{(U(D_{\text{下腿部}}/LC) - U(G_{\text{下腿部装具}}/LC)) \times F(D_{\text{下腿部装具}}/LC)\}_y \\ & - \{(U(P_{\text{下腿部}}/LC) - U(G_{\text{下腿部装具}}/LC)) \\ & \times F(P_{\text{下腿部装具}}/LC)\}_y \\ & - M(D_{\text{下腿部装具}}) \end{aligned} \quad \dots \dots (41)$$

$$\begin{aligned} M(P_{\text{大腿部装具}}) = & I_{\text{大腿部装具}} \times (\omega_{\text{大腿部}}' + \omega_{(BCO/LC)y'}) \\ & - \{(U(D_{\text{大腿部}}/LC) - U(G_{\text{大腿部装具}}/LC)) \times F(D_{\text{大腿部装具}}/LC)\}_y \\ & - \{(U(P_{\text{大腿部}}/LC) - U(G_{\text{大腿部装具}}/LC)) \end{aligned}$$

$$\times F(P\_大腿部装具/LC)\}y \\ -M(D\_大腿部装具) \quad \dots \dots (42)$$

なお、 $F(D\_下腿部装具/BC) = -F(P\_足平部装具/BC)$ 、 $F(D\_大腿部装具/BC) = -F(P\_下腿部装具/BC)$ 、 $M(D\_下腿部装具) = -M(P\_足平部装具)$ 、 $M(D\_大腿部装具) = -M(P\_下腿部装具)$ である。また、 $I\_足平部装具$ 、 $I\_下腿部装具$ 、 $I\_大腿部装具$ は、それぞれ装具剛体リンクモデルS1'の足平部要素S9、下腿部要素S8、大腿部要素S7のそれぞれの重心回りの慣性モーメント(補助装具1単体での慣性モーメント)であり、これは、あらかじめ実測データ等に基づいて決定されて演算処理装置23のメモリに記憶保持されている。

[0198] これらの式(37)～(42)はそれぞれ前記式(21)～(26)に対応している。関節モーメント算出手段67では、人側関節モーメント推定手段41の場合と同様、上記式(37)～(42)により、各脚体部S2毎に、最終的に関節モーメント $M(P\_足平部装具)$ 、 $M(P\_下腿部装具)$ 、 $M(P\_大腿部装具)$ が順次求められる。

[0199] この場合、その演算に必要な $ACC(BCO/LC)$ 、 $\omega(足平部)'$ 、 $\omega(下腿部)'$ 、 $\omega(大腿部)'$ 、 $\omega(BCO/LC)y'$ 、 $U(P\_足平部/LC)$ 、 $U(D\_下腿部/LC)$ 、 $U(P\_下腿部/LC)$ 、 $U(D\_大腿部/LC)$ 、 $U(P\_大腿部/LC)$ は、前記式(21)～(26)で用いるものと同じものである。また、 $U(G\_足平部装具/LC)''$ 、 $U(G\_下腿部装具/LC)''$ 、 $U(G\_大腿部装具/LC)''$ は、それぞれ、前記2次元要素重心位置算出手段61で先に算出された脚座標系LCでの重心 $G\_足平部装具$ 、 $G\_下腿部装具$ 、 $G\_大腿部装具$ の位置ベクトル(より正確には、該位置ベクトルのX座標成分及びZ座標成分の組)の2階微分値として、該位置ベクトルの時系列データから求められる。また、 $Fr_f(脚体装具/LC)$ は、前記床反力推定手段64で先に求められた床反力ベクトルを脚平面投影手段66で脚平面に投影してなる2次元ベクトルであり、 $U(装具COP/LC)$ は、前記床反力作用点推定手段65で先に求められた床反力作用点を脚平面投影手段66で脚平面PLに投影してなる2次元ベクトルである。

[0200] なお、本実施形態では、各脚体部S2の各剛体要素の慣性モーメント $I\_足平部装具$ 、 $I\_下腿部装具$ 、 $I\_大腿部装具$ を考慮したが、これらは一般的には、十分に0に近い値であるので、式(40)～(42)の演算では、慣性モーメント $I\_足平部装具$ 、 $I\_下腿部装具$ 、 $I\_大腿部装具$ を0として扱う。

下腿部装具、I\_大腿部装具を含む項を省略してもよい。

- [0201] 関節モーメント算出手段67の演算処理では、以上のようにして、補助装具1の各関節部位4, 6, 10の、脚平面PLに垂直な軸回りの関節モーメントM(P\_足平部装具)、M(P\_下腿部装具)、M(P\_大腿部装具)が足首関節部位4(J3)側から順番に算出される。これらの関節モーメントM(P\_足平部装具)、M(P\_下腿部装具)、M(P\_大腿部装具)は、補助装具1を装着した人Aが現に行っている運動とほぼ同じ運動を、補助装具1が単独で(自力で)行っているとした場合に、補助装具1の各脚体部の足首関節部位4、膝関節部位6、股関節部位に発生すべきモーメントである。
- [0202] 以上が演算処理装置23の人側関節モーメント推定手段41および装具側関節モーメント推定手段42の演算処理の詳細である。
- [0203] 演算処理装置23は、次に、前記装具発生トルク決定手段43の演算処理を実行する。この演算処理では、人Aに係る前記関節モーメントM(P\_足平部)、M(P\_下腿部)、M(P\_大腿部)と、補助装具1に係る前記関節モーメントM(P\_足平部装具)、M(P\_下腿部装具)、M(P\_大腿部装具)とを基に、補助装具1の各脚体部の各電動モータ18-20に発生させるべきトルクが決定される。
- [0204] 具体的には、例えば足首の電動モータ20について説明すると、補助装具1に係る関節モーメントM(P\_足平部装具)を該電動モータ20に発生させるべき基準トルクとし、人Aに係る関節モーメントM(P\_足平部)に、所定の割合(10%など)を乗じたモーメントを上記基準トルクに付加してなる(加えてなる)トルクを該電動モータ20の目標発生トルクとして決定する。他の電動モータ18, 19についても同様である。なお、上記所定の割合は、あらかじめ定めておいてもよいが、人Aが行っている運動形態や、その時期等に応じて可変的に設定してもよい。
- [0205] そして、演算処理装置23は、このように決定した目標発生トルクを各電動モータ18-20に発生させるように、前記モータ制御手段44によってモータ駆動回路27を介して各電動モータ18-20を制御する。
- [0206] 以上説明したように、人Aと補助装具1とで各別に脚体の関節モーメントを推定して、それを基に各電動モータ18-20を制御することによって、少なくとも補助装具1が自力で人Aとほぼ同じ運動を行い得るような関節モーメントM(P\_足平部装具)、M(

P<sub>—</sub>下腿部装具)、M(P<sub>—</sub>大腿部装具)に、補助分のトルクを付加したトルクを各電動モータ18ー20に発生させることとなる。このため、人Aは、補助装具1の自重をほとんど感じることなく、自身が意図した脚体の運動を行うことができる。

[0207] また、本実施形態では、脚平面PL上での逆動力学演算によって、人Aの関節モーメントおよび補助装具1の関節モーメントを推定するようにしているため、その推定値のばらつきを抑えて安定性を高めることができる。すなわち、股関節部位4の関節変位センサ29で検出する3軸回りの回転角のうち、脚平面PLに垂直な軸回りの回転角以外の回転角は一般に誤差を伴いやすいが、本実施形態によるときには、それらの2軸回りの回転角を使用する演算処理を極力少なくて関節モーメントが求められる。このため、回転角の検出値の誤差の累積を抑えることができ、その結果、推定される関節モーメントの値のばらつきを抑えることができる。

[0208] 補足すると、関節モーメントを3次元的な逆動力学演算によって推定するようにすることも可能であるが、特に、股関節部位4の関節変位センサ29で検出する3軸回りの回転角のうち、脚平面PLに垂直な軸回りの回転角以外の回転角の誤差が生じやすい場合には、関節モーメントの推定値のばらつきを抑える上で、前記実施形態の如く、脚平面PL上での逆動力学演算によって関節モーメントを推定する方が有利である。

[0209] 次に、以上説明した実施形態の変形態様を説明する。なお、以下に説明する変形態様は、本発明の第1発明に係る実施形態に相当するものである。

[0210] 前記実施形態では、補助装具1の足首関節部位10に電動モータ20を備えるようにしたが、足首関節部位10の電動モータ20を省略してもよい。この場合、補助装具1の足平リンク部材11と前記第2下腿リンク部材9との間の足首関節部位10をフリージョイントのような回転自在なもので構成した場合には、補助装具1の各関節モーメントを求めるに際しては、前記式(40)の右辺を「0」として、膝関節部位6の関節モーメントM(P<sub>—</sub>下腿部装具)および股関節部位4の関節モーメントM(P<sub>—</sub>大腿部装具)を求めるようにすればよい。これ以外は、前記実施形態と同一でよい。以下、ここで説明した変形態様を第2実施形態という。

[0211] また、例えば補助装具1の足平装具部12と前記第2下腿リンク部材9との間にばね

等の弾性部材を介装した場合、すなわち、補助装具1を剛体リンクモデルで表現したとき、図20に示すように足平部要素S9と、下腿部要素S8との間にばね等の弾性部材70を介装したような場合には、前記式(40)のM(P\_足平部装具)を、足首関节部位10の回転角の検出値からデータテーブルや所定の演算式により求め、さらにそれを用いて膝関节部位6の膝関节モーメントM(P\_下腿部装具)および股関节部位4の関节モーメントM(P\_大腿部装具)を求めるようにすればよい。これ以外は、前記実施形態と同一でよい。以下、ここで説明した変形態様を第3実施形態という。

[0212] 次に、本発明の効果の検証について図21～図24を参照して説明する。なお、ここで説明する例は、前記第2実施形態に係わる例である。

[0213] 図21は、補助装具を装着した人Aが、階段を登ったときの人Aの消費エネルギーを示すグラフ、図22および図23はそれぞれ、補助装具を装着した人Aが、足踏み運動を行ったときの人Aの消費エネルギー、心拍数を示すグラフである。図21～図23のいずれについても、実線示の棒グラフは前記第2実施形態の補助装具を人Aが装着し、且つ、第2実施形態の関节モーメントの算出および電動モータ18, 19の制御を行った場合の実施例を示している。また、破線示の棒グラフは第2実施形態の補助装具を人Aが装着し、且つ、電動モータ18, 19のトルク発生を行わない場合の比較例を示している。なお、図21に関して、階段を登るときのペースは、1分あたり、45段のペースであり、図22および図23に関して、足踏み運動のペースは、1分あたり、22.5回の足踏みペースである。

[0214] 図21および図22に示すように、実施例では、比較例に比して人Aの消費エネルギー(単位時間当たりの消費エネルギー)が小さくなっている。また、人Aの足踏みを行ったとき、図23に示すように、実施例では、比較例に比して、人Aの心拍数が小さくなっている。このことから、補助装具の電動モータ18, 19の発生トルクによって効果的に補助装具の自重の人Aへの負担が軽減されることが判る。

[0215] また、図24は、単独の状態(人に装着しない状態)の補助装具に図示しない昇降アームを係止し、該昇降アームによって補助装具の脚体部をほぼ鉛直な姿勢から水平姿勢まで引っ張り上げ、さらに再び垂直な姿勢まで戻したときの引っ張り上げ力の時間変化を示すグラフである。実線示のグラフは前記第2実施形態の補助装具に対し

て関節モーメントの算出および電動モータ18, 19の制御を行った場合の実施例を示し、破線示の棒グラフは第2実施形態の補助装具に対して電動モータ18, 19のトルク発生を行わない場合の比較例を示している。

[0216] この図24に見られるように、実施例では、比較例に比して、引っ張り上げ力が大幅に小さくなっている。このことからも、電動モータ18, 19の発生トルクによって補助装具の自重の人への負担が効果的に軽減されることが判る。

#### 図面の簡単な説明

[0217] [図1]本発明の第1実施形態における脚体運動補助装具を装着した人を側面示で示す図。

[図2]図1の脚体運動補助装具を装着した人の下半身部を正面示で示す図。

[図3]図1の脚体運動補助装具のセンサボックスの内部の構成を示すブロック図。

[図4]図1の脚体運動補助装具の制御処理で用いる人側剛体リンクモデルおよび装具側剛体リンクモデルの構造を示す図。

[図5]装具側剛体リンクモデルの足平部の構造を示す図。

[図6]図3に示す演算処理装置の処理機能を大略的に示すブロック図。

[図7]図6に示す人側関節モーメント推定手段の詳細機能を示すブロック図。

[図8]図6に示す装具側関節モーメント推定手段の詳細機能を示すブロック図。

[図9]脚平面での脚体の位置および姿勢を求める処理を説明するための図。

[図10]单脚支持状態における人の床反力推定処理を説明するための図。

[図11](a), (b)は両脚支持状態における人の床反力推定処理を説明するための図。

[図12](a)～(c)は人の矢状面での床反力作用点の推定処理を説明するための図。

[図13]人の水平面での床反力作用点の推定処理を説明するための図。

[図14]人の関節モーメントを推定するための物理量の脚平面への投影を説明するための図。

[図15]逆動力学モデルによる人の関節モーメントの推定処理を説明するための図。

[図16]单脚支持状態での脚体運動補助装具の床反力推定処理を説明するための図。

。

[図17](a), (b)は両脚支持状態における脚体運動補助装具の床反力推定処理を説明するための図。

[図18](a)～(c)は脚体運動補助装具の矢状面での床反力作用点の推定処理を説明するための図。

[図19]脚体運動補助装具の水平面での床反力作用点の推定処理を説明するための図。

[図20]第3実施形態における脚体運動補助装具の足平部の構造を説明するための図。

[図21]本発明の効果を説明するためのグラフ。

[図22]本発明の効果を説明するためのグラフ。

[図23]本発明の効果を説明するためのグラフ。

[図24]本発明の効果を説明するためのグラフ。

### 符号の説明

[0218] A…人、1…脚体運動補助装具、4…股関節部位、6…膝関節部位、10…足首関節部位、12…足平装具部、18～20…電動モータ(トルク発生手段)、S1…人剛体リンクモデル、S1'…装具剛体リンクモデル。

## 請求の範囲

[1] 人の両脚体と一体的に運動可能に該両脚体に装着される脚体部を備えると共に、該脚体部に、着地期の各脚体の足平部を載せて接地するように該足平部の底面側に配置される足平装具部と各脚体の足首関節、膝関節および股関節にそれぞれ対応する関節部位とが各脚体沿いに連結して設けられ、さらに少なくとも前記各脚体の膝関節および股関節にそれぞれ対応する関節部位に付与する補助トルクを発生可能なトルク発生手段を備えた脚体運動補助装具における各トルク発生手段の発生トルクを制御する方法であって、

前記脚体運動補助装具を装着した人の両脚体の運動が行われている時に、その両脚体の運動とほぼ同じ運動が前記脚体運動補助装具を人から取り外して行われているとした場合に少なくとも各脚体の膝関節および股関節にそれぞれ発生すべきモーメントである人側関節モーメントを逐次推定すると共に、前記脚体運動補助装具が単独で前記人の両脚体の運動とほぼ同じ運動を行っているとした場合に少なくとも各脚体の膝関節および股関節にそれぞれ対応する該脚体運動補助装具の各関節部位に発生すべきモーメントである装具側関節モーメントを逐次推定するモーメント推定ステップと、

前記各脚体の膝関節および股関節にそれぞれ対応する各関節部位の前記装具側関節モーメントの推定値を該関節部位に対応するトルク発生手段に発生させるべき基準トルクとし、その基準トルクに、該関節部位に対応する人体側関節モーメントの推定値に応じて決定したトルクを付加してなるトルクを前記補助トルクとして該トルク発生手段に発生させるように該トルク発生手段を制御するトルク制御ステップとを備えたことを特徴とする脚体運動補助装具の発生トルク制御方法。

[2] 人の両脚体と一体的に運動可能に該両脚体に装着される脚体部を備えると共に、該脚体部に、着地期の各脚体の足平部を載せて接地するように該足平部の底面側に配置される足平装具部と各脚体の足首関節、膝関節および股関節にそれぞれ対応する関節部位とが各脚体沿いに連結して設けられ、さらに前記各脚体の足首関節、膝関節および股関節にそれぞれ対応する関節部位に付与する補助トルクを発生可能なトルク発生手段を備えた脚体運動補助装具における各トルク発生手段の発生ト

トルクを制御する方法であつて、

前記脚体運動補助装具を装着した人の両脚体の運動が行われている時に、その両脚体の運動とほぼ同じ運動が前記脚体運動補助装具を人から取り外して行われているとした場合に各脚体の足首関節、膝関節および股関節にそれぞれ発生すべきモーメントである人側関節モーメントを逐次推定すると共に、前記脚体運動補助装具が単独で前記人の両脚体の運動とほぼ同じ運動を行っているとした場合に各脚体の足首関節、膝関節および股関節にそれぞれ対応する該脚体運動補助装具の各関節部位に発生すべきモーメントである装具側関節モーメントを逐次推定するモーメント推定ステップと、

前記足首関節、膝関節および股関節にそれぞれ対応する各関節部位の前記装具側関節モーメントの推定値を該関節部位に対応するトルク発生手段に発生させるべき基準トルクとし、その基準トルクに、該関節部位に対応する人体側関節モーメントの推定値に応じて決定したトルクを付加してなるトルクを前記補助トルクとして該トルク発生手段に発生させるように該トルク発生手段を制御するトルク制御ステップとを備えたことを特徴とする脚体運動補助装具の発生トルク制御方法。

- [3] 前記モーメント推定ステップで推定する人側関節モーメントおよび装具側関節モーメントは、人の各脚体の股関節、膝関節および足首関節を通る平面としての脚平面にほぼ垂直な軸回りのモーメントであることを特徴とする請求項1または2記載の脚体運動補助装具の発生トルク制御方法。
- [4] 前記モーメント推定ステップは、前記人または脚体運動補助装具の所定の部位の加速度を逐次把握する第1ステップと、前記人の各脚体の股関節、膝関節および足首関節の変位量を逐次把握する第2ステップと、前記人の両脚体の運動とほぼ同じ運動が前記脚体運動補助装具を人から取り外して行われているとした場合に人に作用する床反力およびその作用点を逐次推定する第3ステップと、前記脚体運動補助装具が単独で前記人の両脚体の運動とほぼ同じ運動を行っているとした場合に該脚体運動補助装具に作用する床反力およびその作用点を逐次推定する第4ステップと、前記第1ステップで把握した加速度と前記第2ステップで把握した変位量と前記第3ステップで推定した床反力および作用点と前記人を複数の剛体要素および関節要

素の連結体として表現してなる人側剛体リンクモデルとを用いて逆動力学演算の処理により前記人側関節モーメントを推定する第5ステップと、前記第1ステップで把握した加速度と前記第2ステップで把握した変位量と前記第4ステップで推定した床反力および作用点と前記脚体運動補助装具を複数の剛体要素および関節要素の連結体として表現してなる装具側剛体リンクモデルとを用いて逆動力学演算の処理により前記装具側関節モーメントを推定する第6ステップとを備えることを特徴とする請求項1または2記載の脚体運動補助装具の発生トルク制御方法。

[5] 前記第5ステップで推定する人側関節モーメントおよび前記第6ステップで推定する装具側関節モーメントは、人各脚体の股関節、膝関節および足首関節を通る平面としての脚平面にほぼ垂直な軸回りのモーメントであり、

前記第1ステップで把握する加速度と前記第3ステップで推定する床反力およびその作用点と前記第4ステップで推定する床反力およびその作用点とはいずれも3次元量であり、

前記第2ステップで把握する各脚体の股関節、膝関節および足首関節の変位量は該脚体に係る前記脚平面にほぼ垂直な軸回りの回転量を含むと共に前記股関節の変位量は3次元量であり、

少なくとも前記第1ステップで把握した加速度を用いて人の所定の部位に対して固定された所定の基準点の加速度を3次元量として逐次把握する第7ステップと、

少なくとも前記第2ステップで把握した変位量と前記人側剛体リンクモデルとを用いて該人側剛体リンクモデルのうちの各脚体部の要素の前記脚平面上での位置および姿勢を逐次把握する第8ステップと、

少なくとも前記第2ステップで把握した変位量と前記装具側剛体リンクモデルとを用いて該装具側剛体リンクモデルのうちの各脚体部の要素の前記脚平面上での位置および姿勢を把握する第9ステップとを備え、

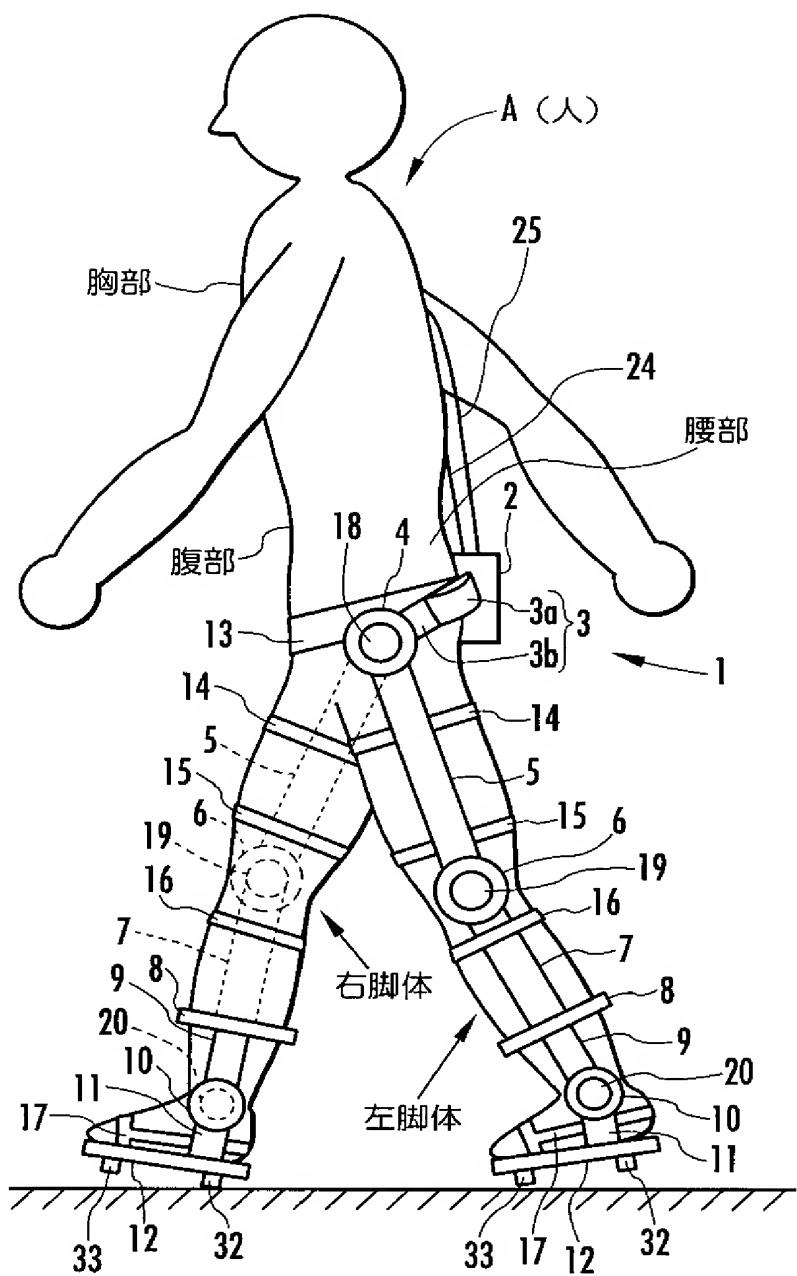
前記第5ステップでは、前記第7ステップで把握した前記所定の基準点の加速度と前記第3ステップで推定した床反力およびその作用点とを前記股関節の変位量に応じて各脚体に対応する前記脚平面に投影してなる2次元量と、前記第8ステップで把握した位置および姿勢とを用いて前記人側関節モーメントを推定し、

前記第6ステップでは、前記第7ステップで把握した前記所定の基準点の加速度と前記第4ステップで推定した床反力およびその作用点とを前記股関節の変位量に応じて各脚体に対応する前記脚平面に投影してなる2次元量と、前記第9ステップで把握した位置および姿勢とを用いて前記装具側関節モーメントを推定することを特徴とする請求項4記載の脚体運動補助装具の発生トルク制御方法。

- [6] 前記第3ステップでは、少なくとも前記第1ステップで把握した加速度と前記第2ステップで把握した変位量と前記人側剛体リンクモデルとを用いて前記人に作用する床反力およびその作用点を推定し、前記第4ステップでは、少なくとも前記第1ステップで把握した加速度と前記第2ステップで把握した変位量と前記装具側剛体リンクモデルとを用いて前記脚体運動補助装具に作用する床反力およびその作用点を推定することを特徴とする請求項4記載の脚体運動補助装具の発生トルク制御方法。
- [7] 前記第3ステップでは、少なくとも前記第1ステップで把握した加速度と前記第2ステップで把握した変位量と前記人側剛体リンクモデルとを用いて前記人に作用する床反力およびその作用点を推定し、前記第4ステップでは、少なくとも前記第1ステップで把握した加速度と前記第2ステップで把握した変位量と前記装具側剛体リンクモデルとを用いて前記脚体運動補助装具に作用する床反力およびその作用点を推定することを特徴とする請求項5記載の脚体運動補助装具の発生トルク制御方法。

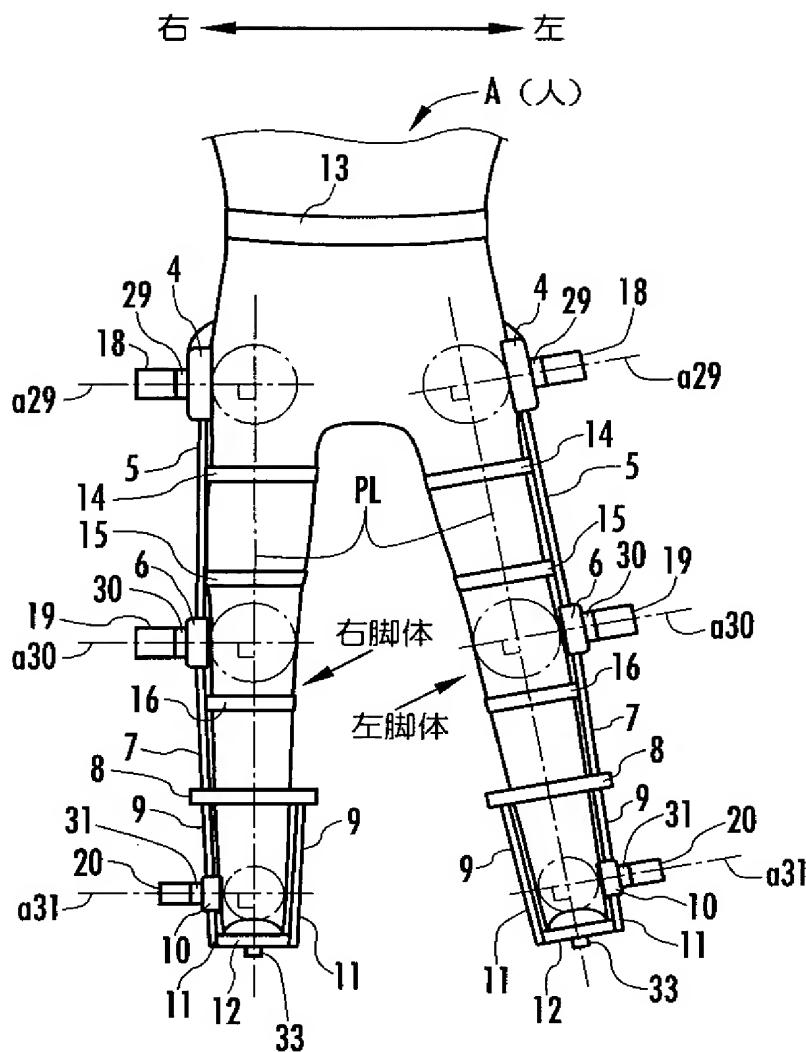
[図1]

FIG.1



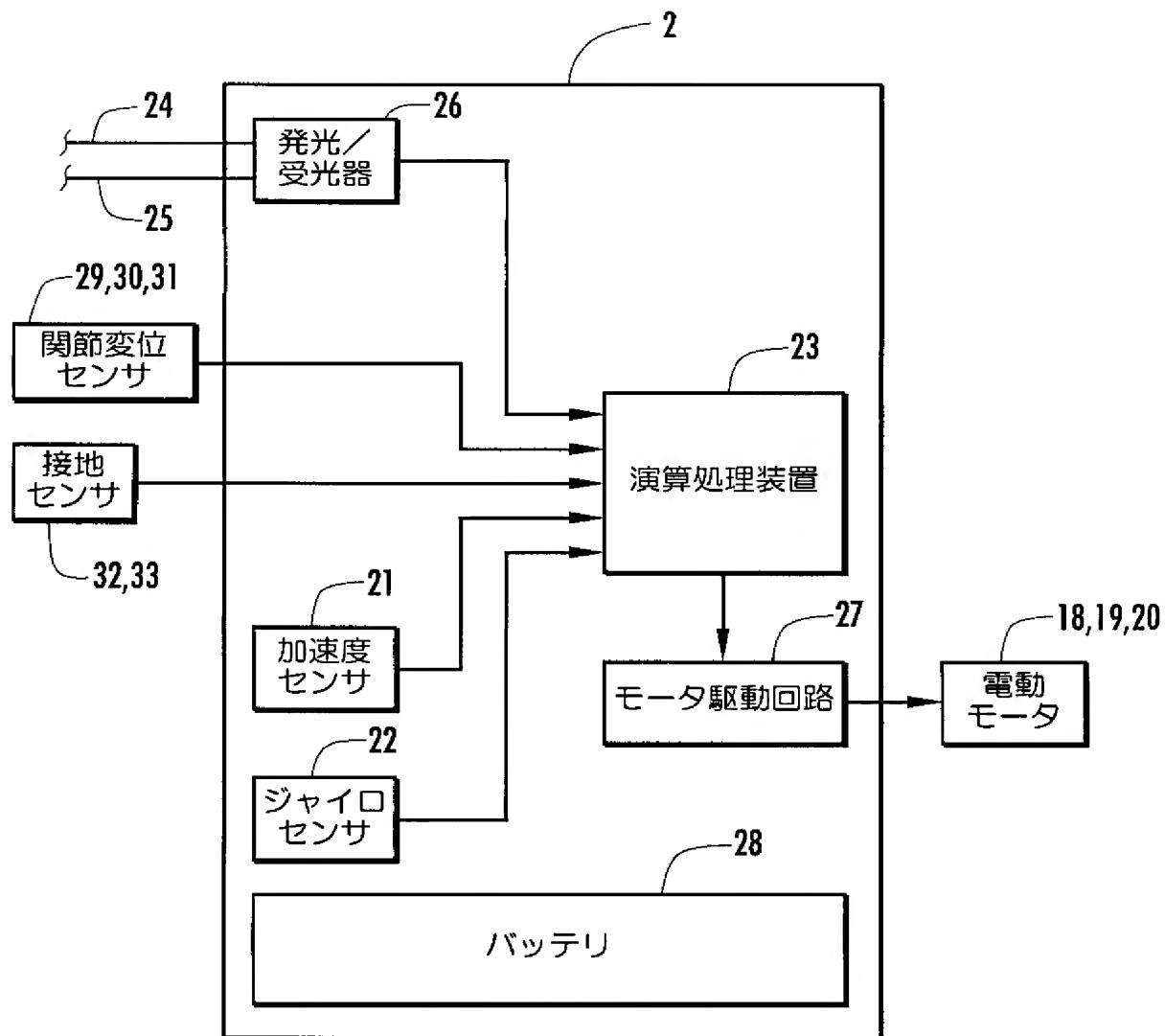
[図2]

FIG.2



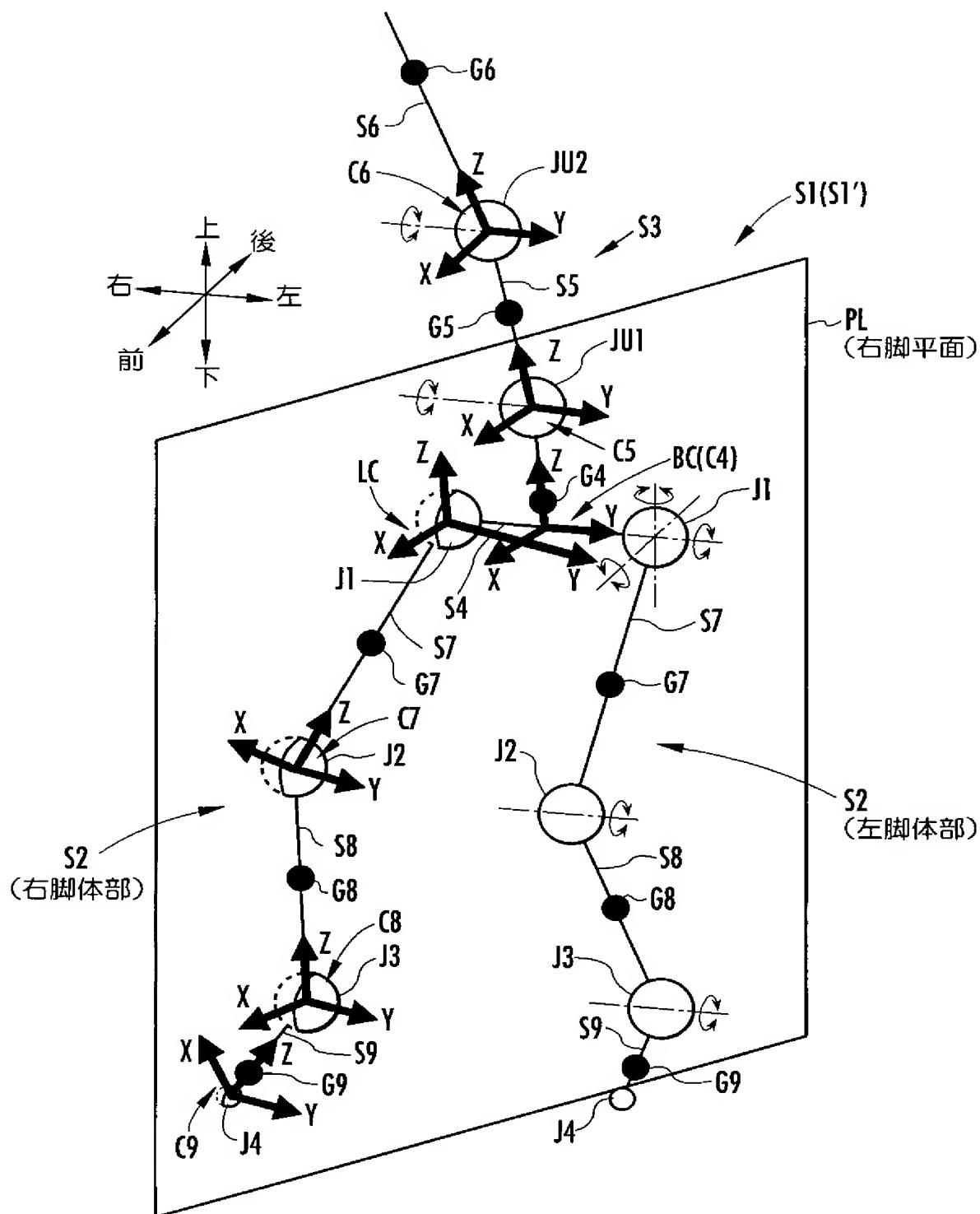
[図3]

FIG.3



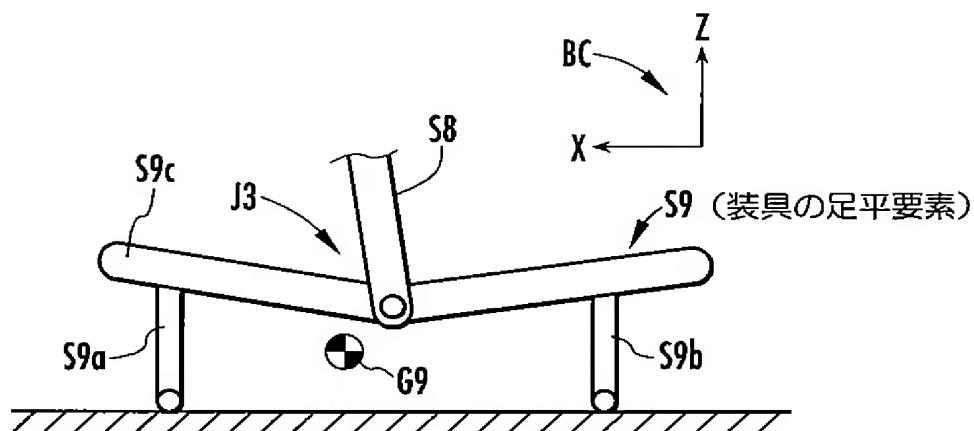
[図4]

FIG.4



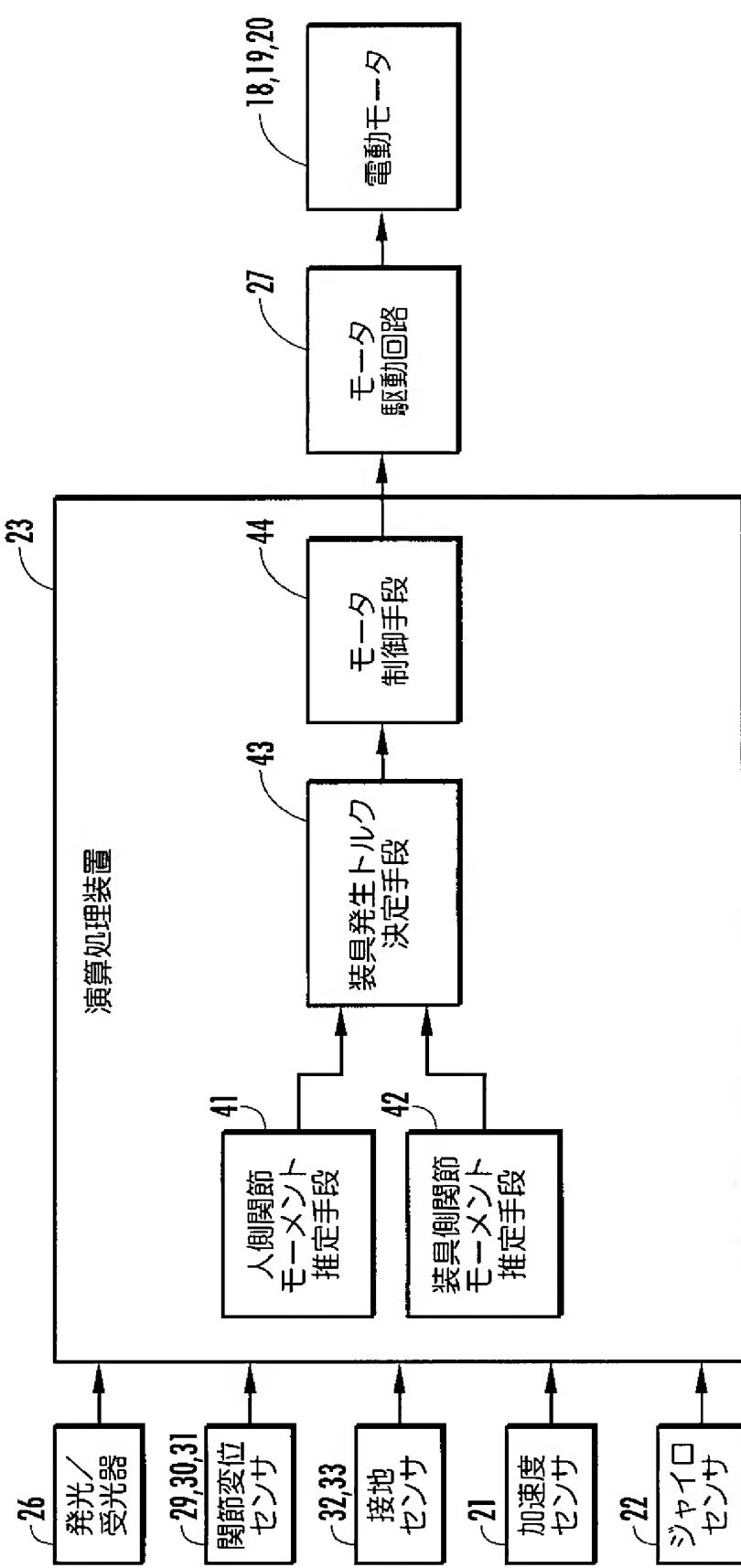
[図5]

FIG.5



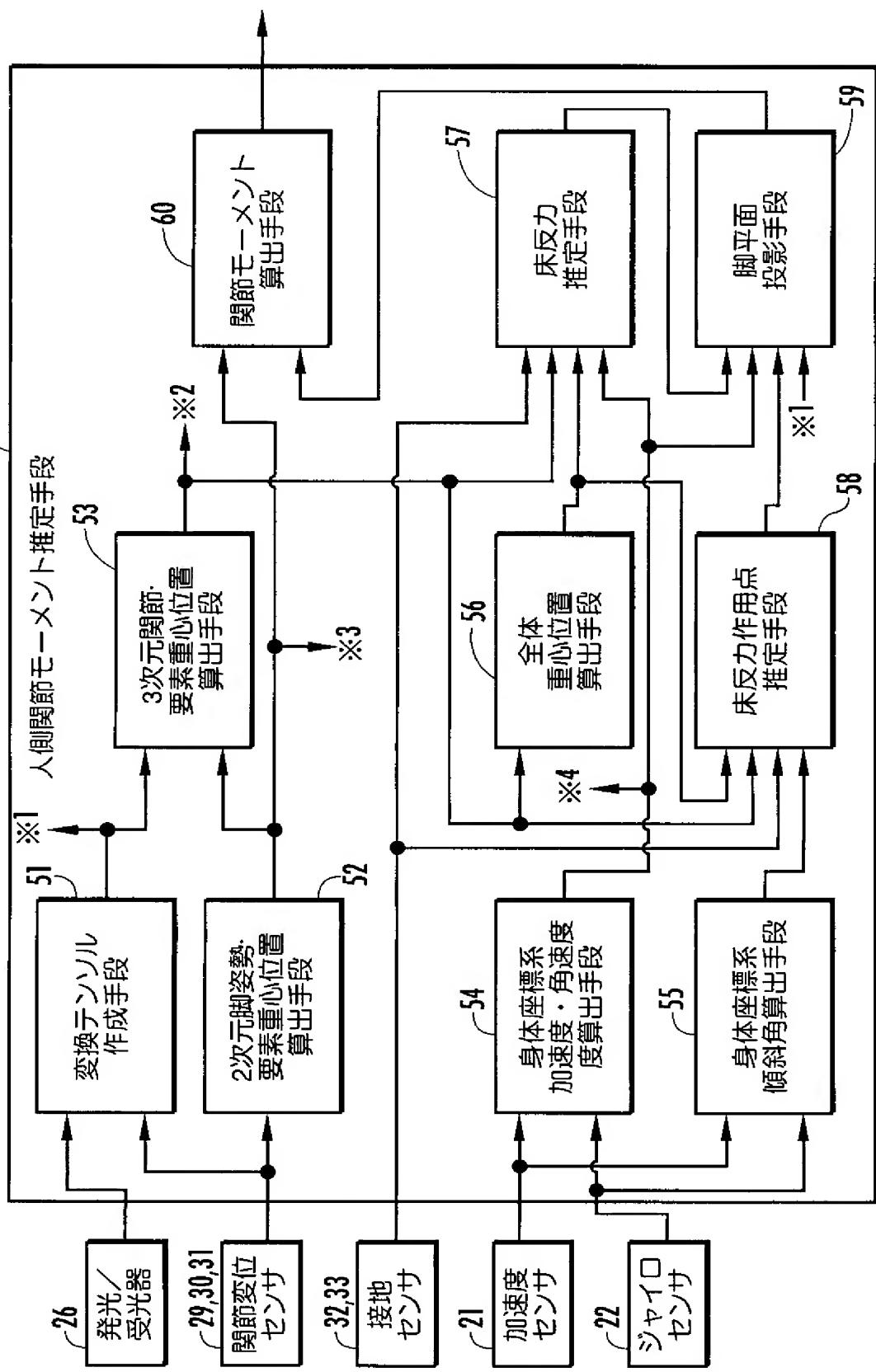
[図6]

FIG.6



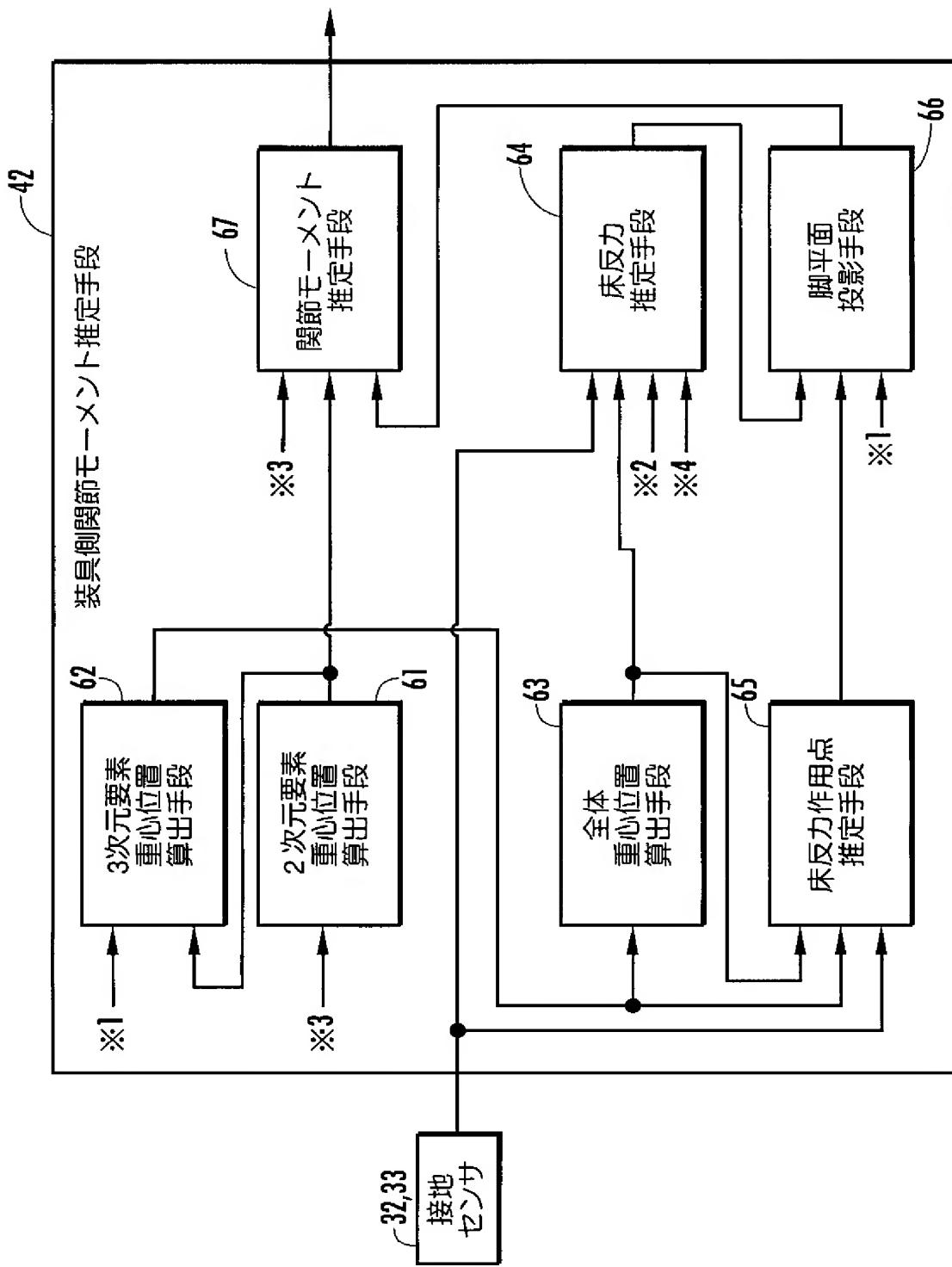
[図7]

FIG.7



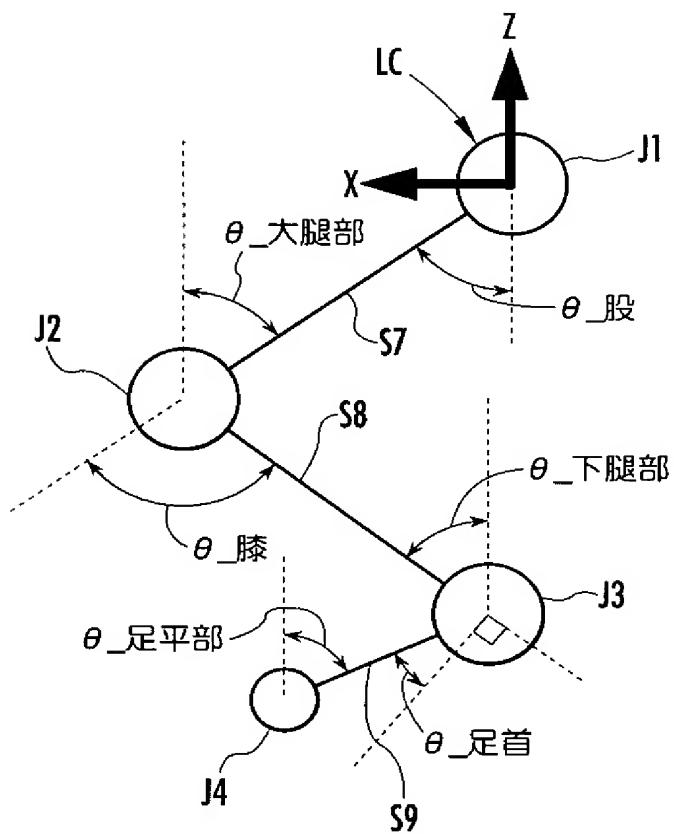
[図8]

FIG.8



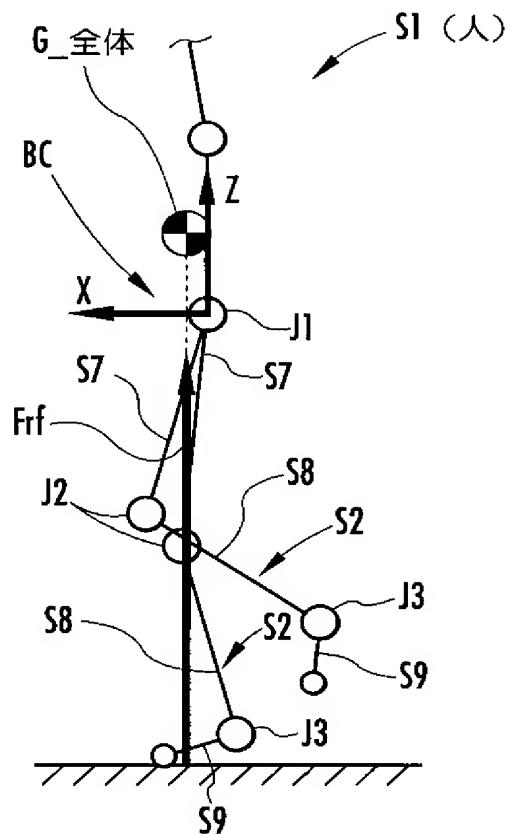
[図9]

FIG.9



[図10]

FIG.10



[図11]

FIG.11(a)

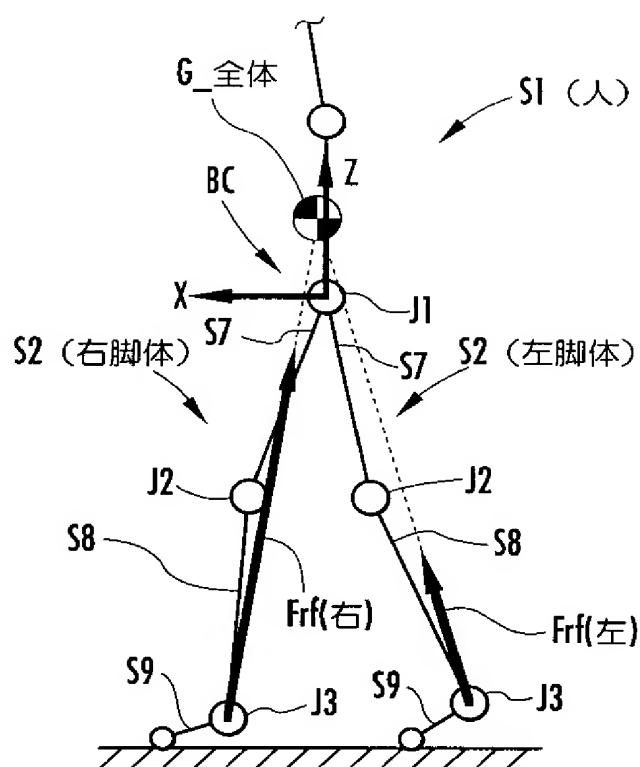
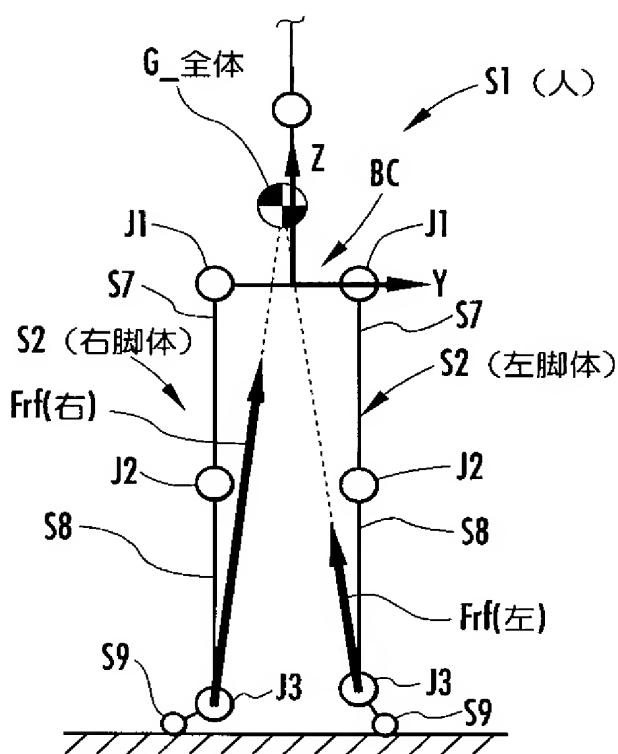
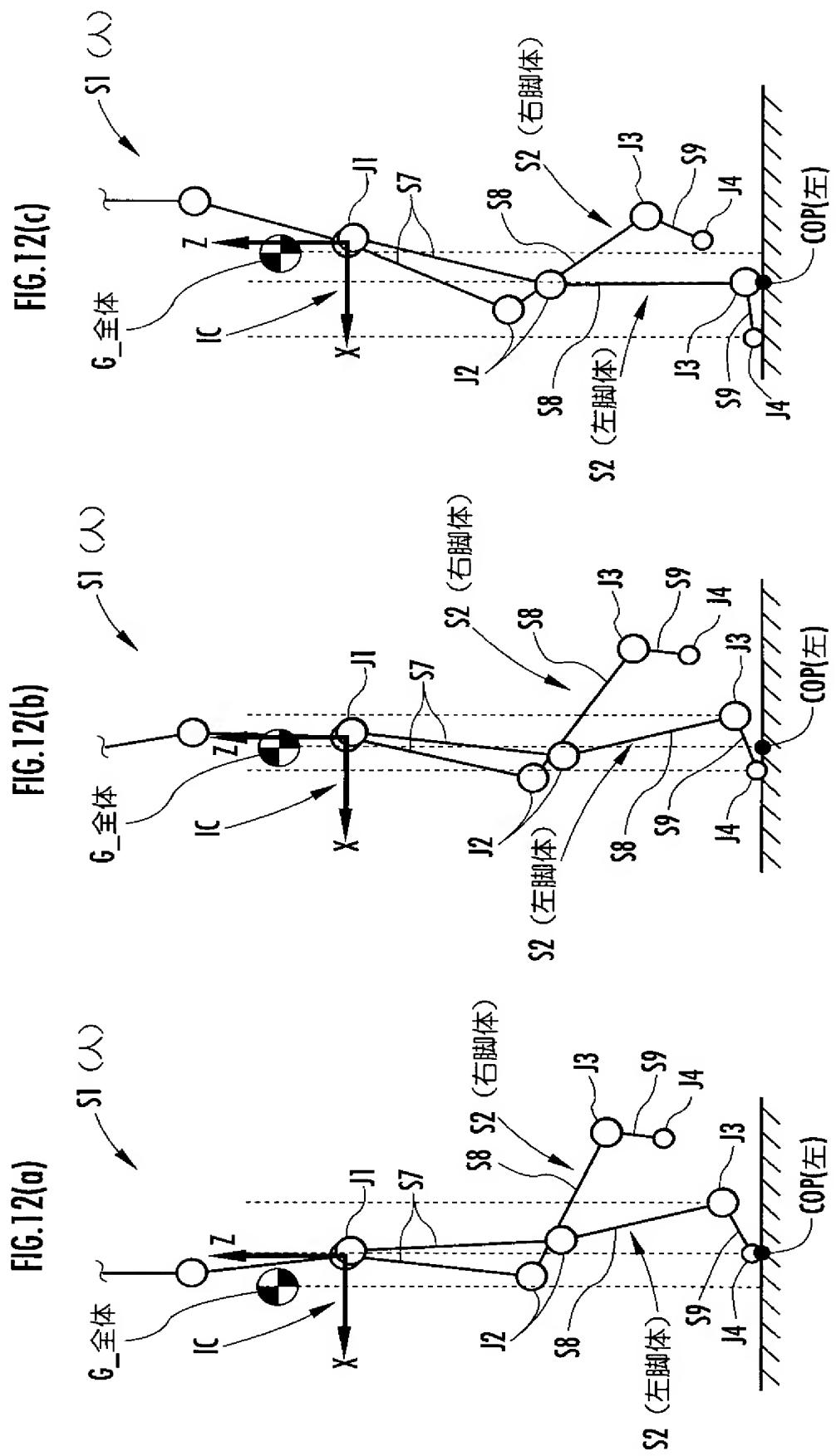


FIG.11(b)

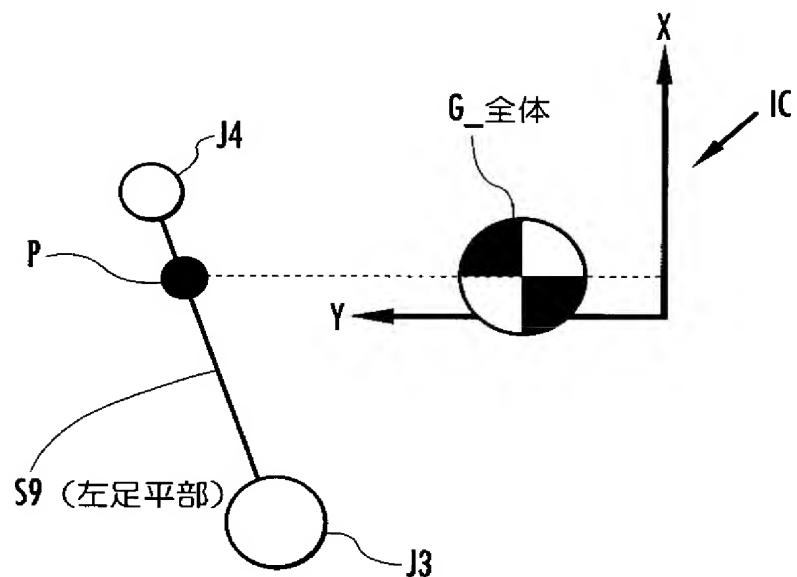


[図12]



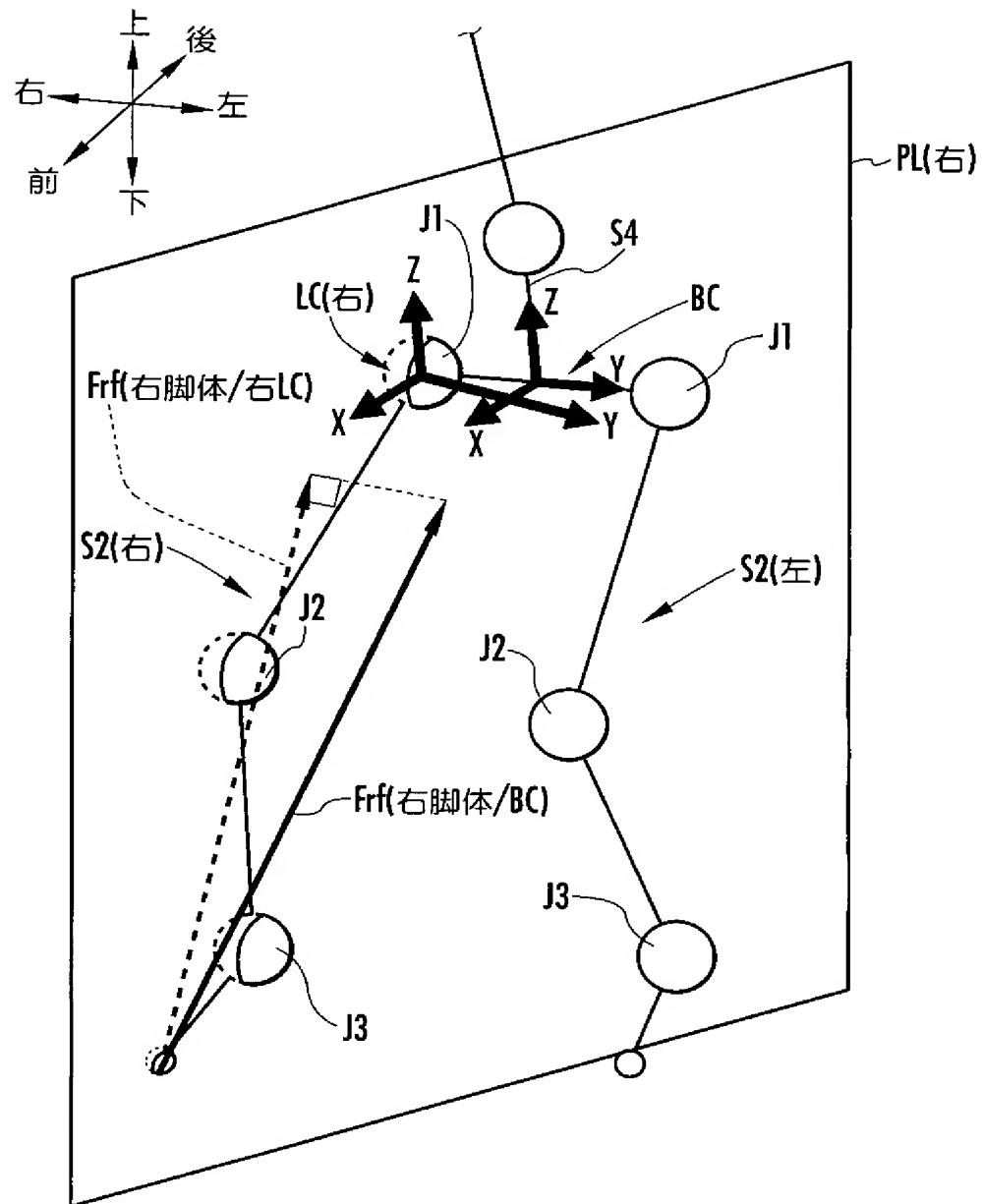
[図13]

FIG.13



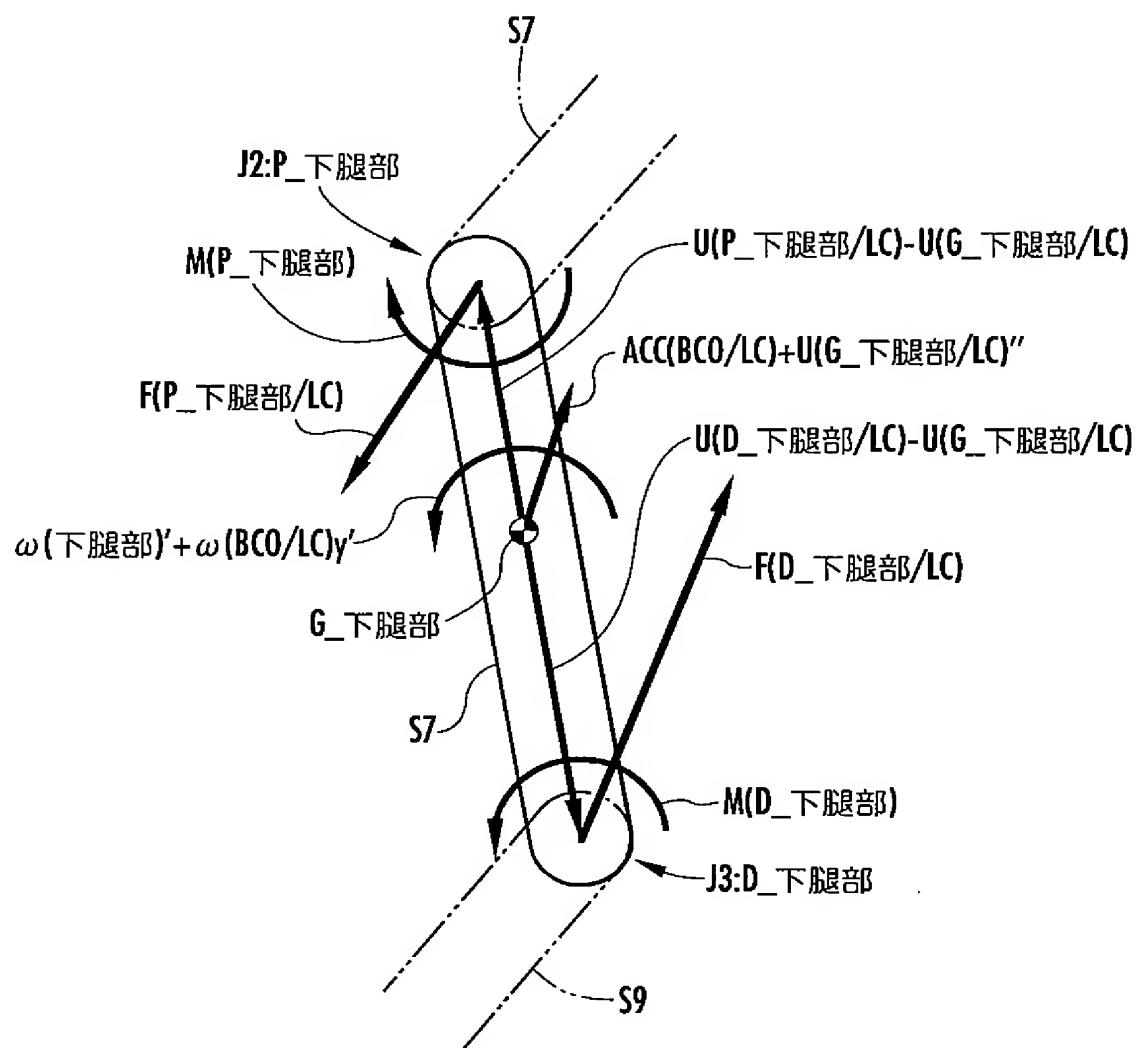
[図14]

FIG.14



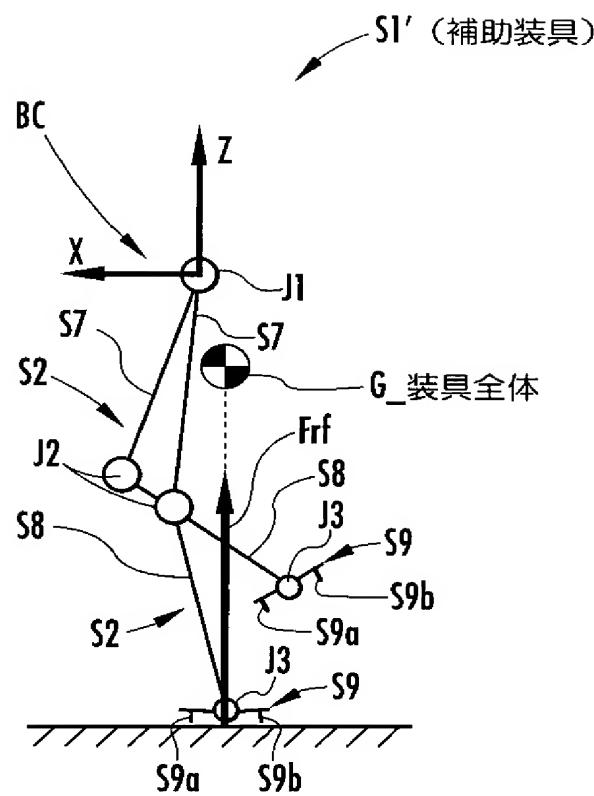
[図15]

FIG.15



[図16]

FIG.16



[図17]

FIG.17(a)

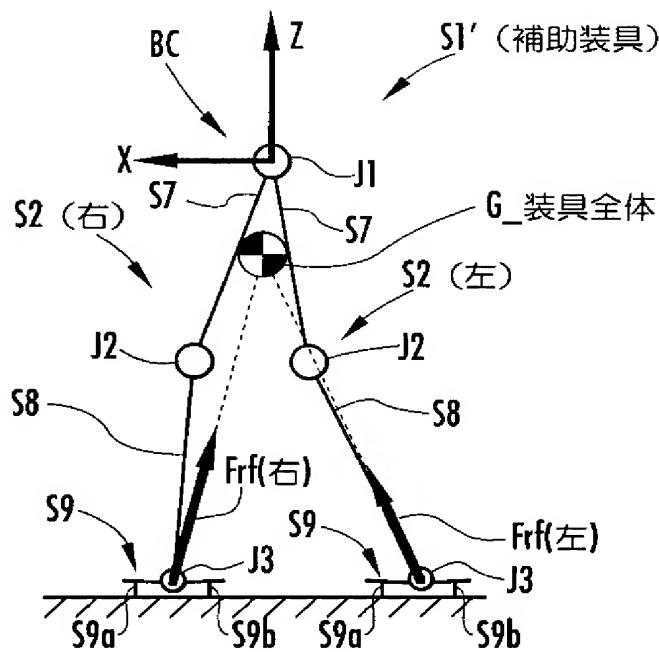
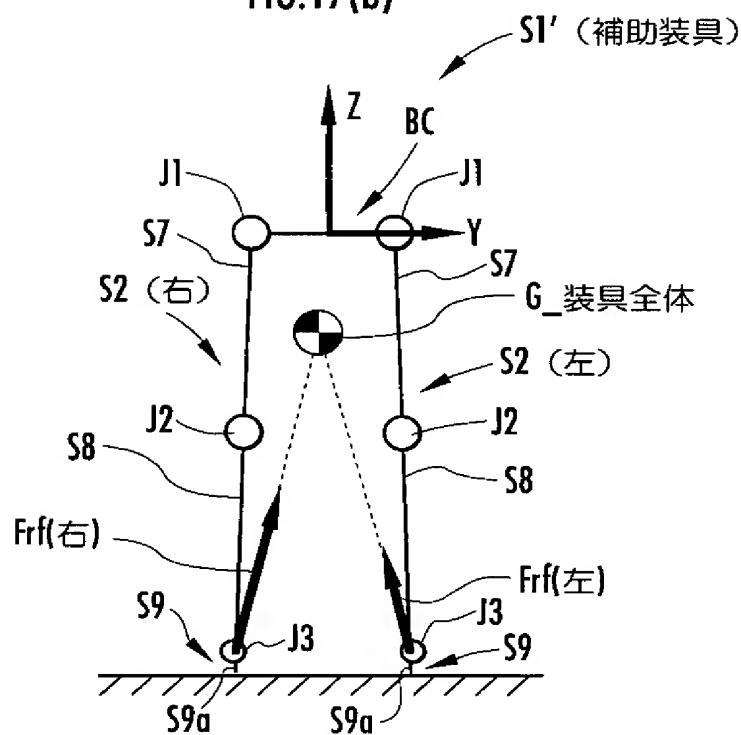


FIG.17(b)



[図18]

FIG.18(a)

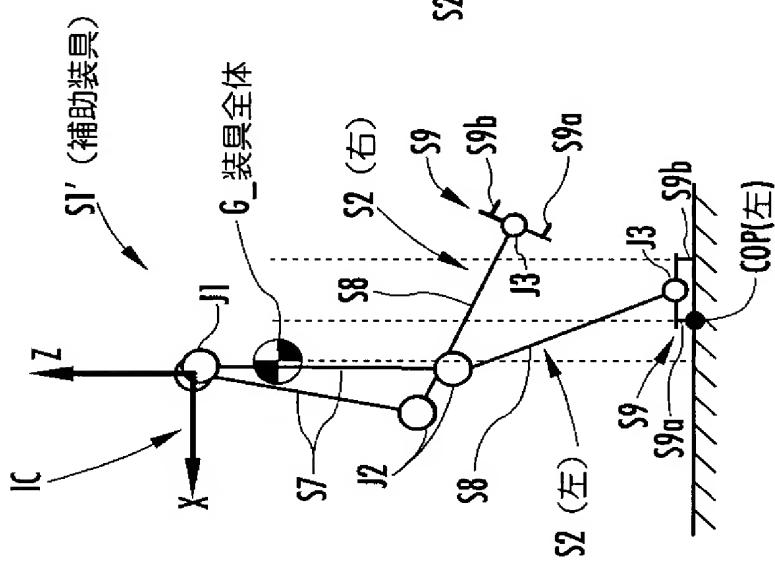


FIG.18(b)

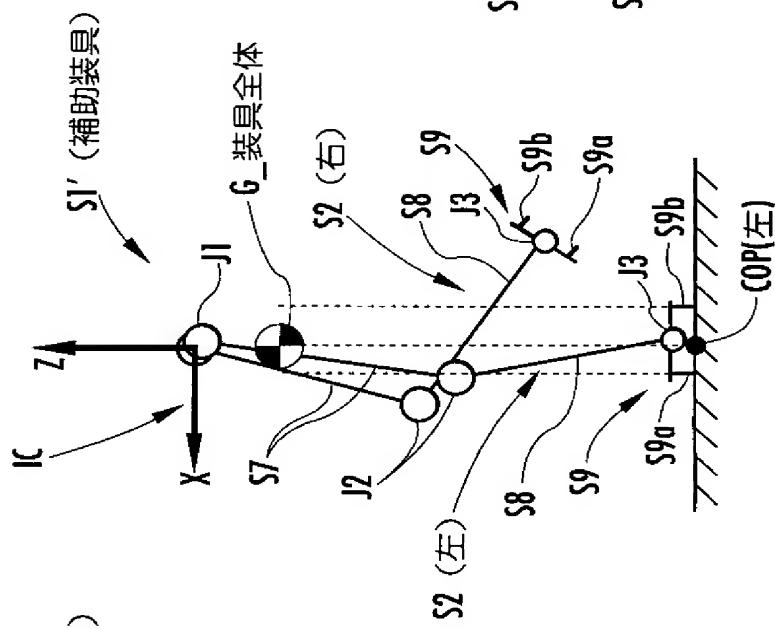
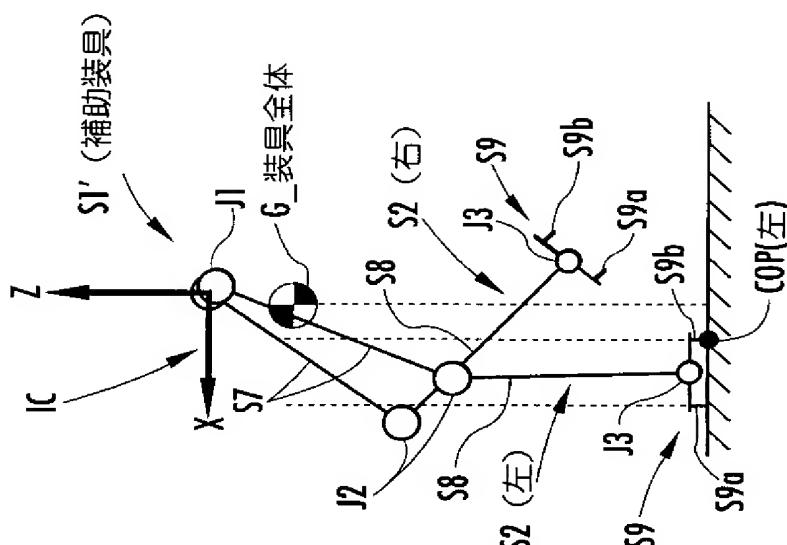
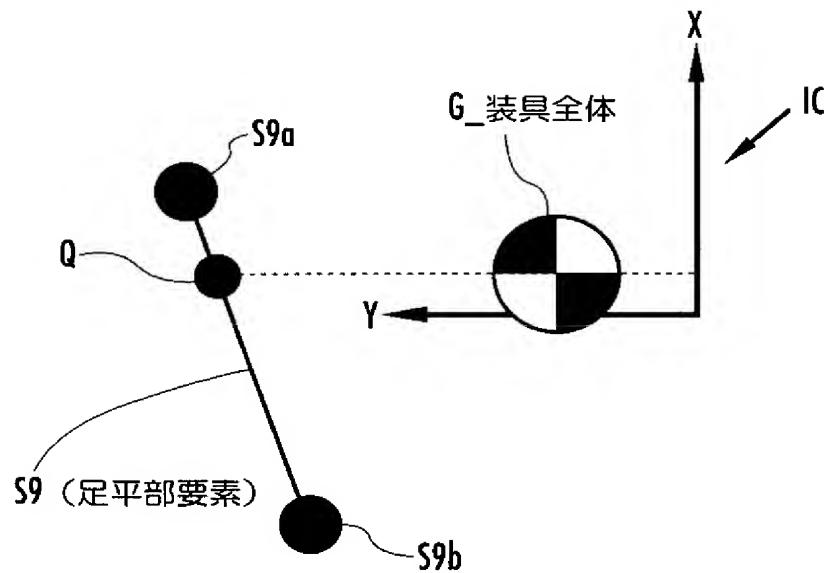


FIG.18(c)



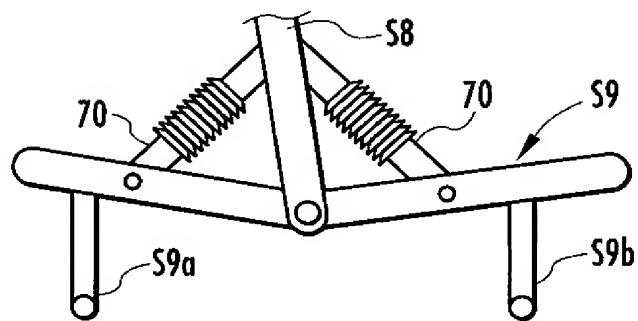
[図19]

FIG.19



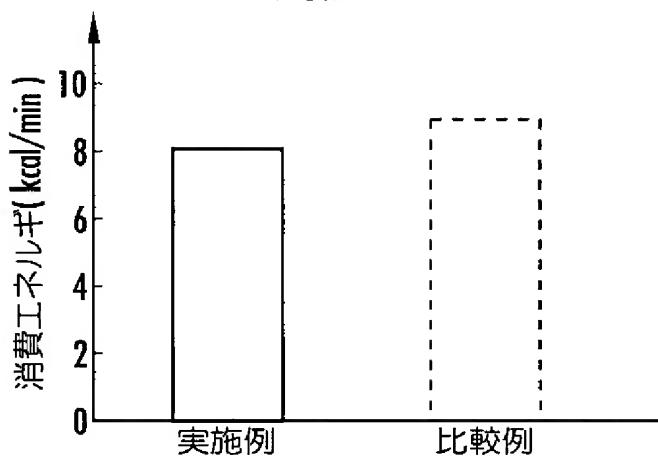
[図20]

FIG.20



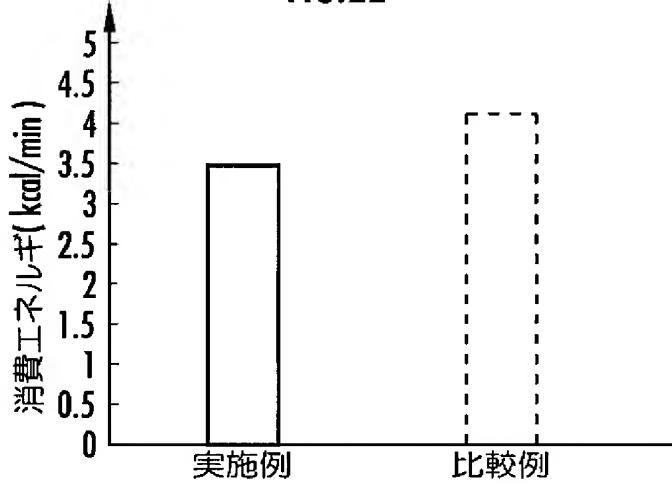
[図21]

FIG.21



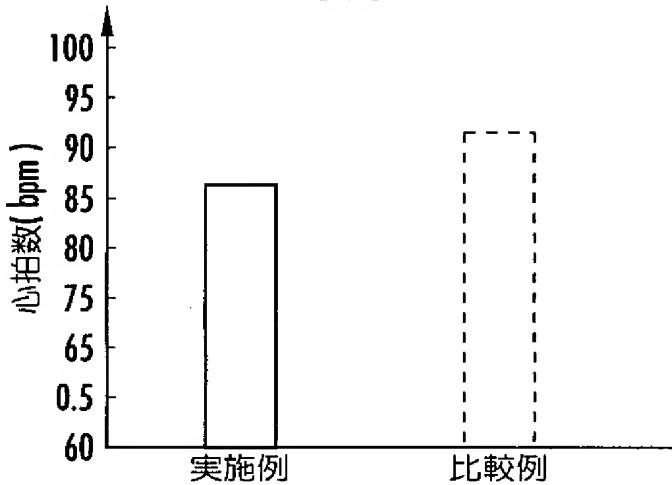
[図22]

FIG.22



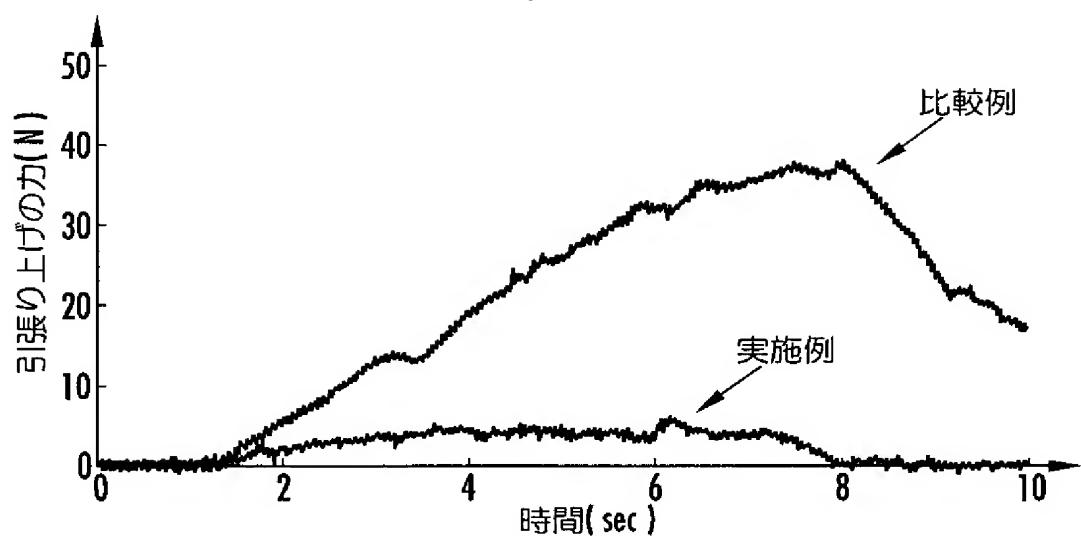
[図23]

FIG.23



[図24]

FIG.24



## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2005/002540

**A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER**

Int.Cl<sup>7</sup> A61H3/00, A63B23/04, 23/12, B25J13/00

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

**B. FIELDS SEARCHED**

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

Int.Cl<sup>7</sup> A61H3/00, A63B23/04, 23/12, B25J13/00

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2005
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2005	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2005

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

**C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT**

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2003-89083 A (Honda Motor Co., Ltd.), 25 March, 2003 (25.03.03), Full text; all drawings & EP 1415770 A1 & WO 2003/002309 A1	1-7
A	JP 2003-220102 A (Hitachi, Ltd.), 05 August, 2003 (05.08.03), Full text; all drawings (Family: none)	1-7
A	JP 2003-116893 A (Honda Motor Co., Ltd.), 22 April, 2003 (22.04.03), Full text; all drawings & EP 1442703 A1 & WO 2003/032832 A1	1-7

Further documents are listed in the continuation of Box C.

See patent family annex.

\* Special categories of cited documents:

- "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance
- "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date
- "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)
- "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means
- "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search  
13 May, 2005 (13.05.05)

Date of mailing of the international search report  
31 May, 2005 (31.05.05)

Name and mailing address of the ISA/  
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**

International application No.

PCT/JP2005/002540

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2003-79684 A (Honda Motor Co., Ltd.), 18 March, 2003 (18.03.03), Full text; all drawings & EP 1410780 A1 & WO 2003/002054 A1	1-7

## A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))

Int.Cl.<sup>7</sup> A61H3/00, A63B23/04, 23/12, B25J13/00

## B. 調査を行った分野

## 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC))

Int.Cl.<sup>7</sup> A61H3/00, A63B23/04, 23/12, B25J13/00

## 最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1922-1996年
日本国公開実用新案公報	1971-2005年
日本国実用新案登録公報	1996-2005年
日本国登録実用新案公報	1994-2005年

## 国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)

## C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
A	JP 2003-89083 A (本田技研工業株式会社) 2003.03.25, 全文, 全図 & EP 1415770 A1 & WO 2003/002309 A1	1-7
A	JP 2003-220102 A (株式会社日立製作所) 2003.08.05, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1-7
A	JP 2003-116893 A (本田技研工業株式会社) 2003.04.22, 全文, 全 図& EP 1442703 A1 & WO 2003/032832 A1	1-7

 C欄の続きにも文献が列挙されている。

□ パテントファミリーに関する別紙を参照。

## \* 引用文献のカテゴリー

「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの

「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの

「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)

「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献

「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

## の日の後に公表された文献

「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの

「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの

「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの

「&amp;」同一パテントファミリー文献

## 国際調査を完了した日

13.05.2005

## 国際調査報告の発送日

31.5.2005

## 国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (ISA/JP)

郵便番号 100-8915

東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

## 特許庁審査官 (権限のある職員)

3E 9242

田中 玲子

電話番号 03-3581-1101 内線 3346

C (続き) 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
A	JP 2003-79684 A (本田技研工業株式会社) 2003.03.18, 全文、全図 & EP 1410780 A1 & WO 2003/002054 A1	1-7